

SIGNIFICATION BIO-PHYSIQUE
DE L'IMPÉDANCE A 1 KILO-CYCLE
DU CORPS HUMAIN

T H E S E

présentée

à la Faculté mixte de Médecine et de Pharmacie de LYON

et soutenue publiquement le 30 Juin 1964

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

Robert JOLY

né le 23 Juin 1924

à D I J O N

=====

P E R S O N N E L d e l a F A C U L T E

Doyens Honoraires :

M. LEPINE J. : Membre de l'Institut
M. HERMANN H. : Correspondant de l'Institut.

Doyen : J.F. CIER

Assesseurs : MM. M. LEVRAT
L. REVOL

Professeurs Honoraires

MM. COLLET, GUIART, PATEL, LEPINE, TRILLAT, MOURIQUAND, MAZEL, GARIN, GATE, MARTIN,
GABRIELLE, SANTY, DUCLOS, GUILLEMINET, HERMANN, ROCHET.

PROFESSEURS

MM. CIBERT	Clinique urologique
PONTHUS (détaché à Beyrouth)	Physique biologique
DECHAUME	Clinique neuro-psychiatrique et d'hygiène mentale
CHAMBON	Chimie organique et toxicologie
WERTHEIMER	Clinique chirurgicale B
PAUPERT-RAVAULT	Clinique médicale B.
FROMENT	Clinique et prophylaxie cardio-vasculaires
CROIZAT	Clinique médicale C
ENSELME	Chimie biologique et médicale
MALLET-GUY	Clinique chirurgicale A
REVOL	Pharmacie galénique
POLLOSSON	Clinique gynécologique
PIGEAUD	Clinique obstétricale
BOURRET	Médecine du Travail
LEVRAT	Clinique médicale A.
SOHIER	Hygiène et action sanitaire et sociale
NETIEN	Botanique et cryptogamie
BERTRAND	Clinique chirurgicale C.
BADINAND	Chimie analytique pharmaceutique
DREVON	Pharmacie chimique et pharmacologie
ROCHE	Médecine légale et déontologie
COUDERT	Parasitologie et pathologie exotique
MOUNIER-KUHN	Clinique d'oto-rhino-laryngologie et d'audio-phonologie
PAUFIQUE	Clinique ophtalmologique
THIERS	Clinique de dermatologie, syphiligraphie et allergologie
BRUN	Clinique de pneumo-phtisiologie
CREYSSEL	Chaire de clinique chirurgicale orthopédique et traumatologie
DARGENT	Clinique carcinologique
GUICHARD	Anatomie pathologique



MM. GIRARD Paul	Pathologie générale et expérimentale
LATARJET	Anatomie
PEYCELON	Pathologie chirurgicale
GIRARD Marcel	Thérapeutique
VACHON	Pathologie médicale
GALY	Physio-pathologie des voies respiratoires
PAPILLON	Radiologie
JEUNE	Clinique des maladies infectieuses
GONIN	Hydrologie thérapeutique, climatologie et écologie sociale
MONNET	Bactériologie
BANSSILLON	Physiologie et pathologie obstétricales
CHATONNET	Physiologie B
GUINET	Clinique endocrinologique
TRILLAT	Clinique de chirurgie orthopédique
FREIDEL	Clinique stomatologique
MARION Joseph	Clinique de chirurgie et d'orthopédie infantiles
DORCHE ..	Matière médicale et législation pharmaceutique
DUMONT Louis	Histologie et embryologie
PERROT ..	Chimie
CIER J.F.	Physiologie A
PERRIN Jean	Thérapeutique chirurgicale et chirurgie opératoire
MICHAUD Pierre	Clinique de chirurgie cardiaque
X ..	Clinique médicale infantile et hygiène du premier âge
X ..	Biologie médicale et pharmacodynamie

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

MM. BERGER	Physique nucléaire appliquée à la médecine
BERTOYE	Bactériologie
MANSUY	Neuro-chirurgie
COLLET	Chimie générale et pharmaceutique
SARROUY	Clinique de pédiatrie
LACROIX	Hygiène et clinique des maladies des pays chauds
LIARAS	Clinique chirurgicale propédeutique
LECUIRE	Neuro-chirurgie
REVOL	Médecine générale
GOINARD	Thérapeutique chirurgicale
CIER André	Pharmacie chimique et Pharmacologie

PROFESSEURS SANS CHAIRE

ROMAN	Parasitologie
FEROLDI	Anatomie pathologique
MORET	Physique biologique

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES TITULAIRES

MM. CREYSSSEL Roger	Chimie biologique
THIVOLET	Hygiène
GARIN	Parasitologie
PINET	Electro-radiologie
ODDOUX	Botanique et cryptogamie
de SOLLIERS	Chimie analytique
TOLOT	Médecine du travail
DESPIERRES	Médecine générale
GUYOTAT	Neuro-psychiâtrie
DESCOTES	Chirurgie générale
JOUVET	Pathologie expérimentale
PEYRIN	Physique biologique

MM. TOMMASI	Anatomie pathologique
BUFFARD	Electro-radiologie
LEJEUNE	Médecine générale et thérapeutique
de MOURGUES F.	Stomatologie
NAUSSAC	Maladies infectieuses
REBOUILLAT	Chirurgie générale
ROMAGNY	Pédiatrie
DELAHAYE J.P.	Médecine générale
DELEUZE	Anesthésiologie
GIRAUD	Electro-radiologie diagnostic et thérapeutique
MICHEL	Anesthésiologie
FRANCOIS	Pédiatrie et puériculture
MICHOULIER	Chirurgie générale
COLOMB	Dermatologie
LAMBERT	Médecine générale
FRIES	Médecine générale
GILLY	Pédiatrie

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES STAGIAIRES

MM. DUROUX	Anatomie
BRETTE	Thérapeutique
BOUCHET	Anatomie
FAVRE-GILLY	Hématologie
GIROD	Histologie et embryologie
GRAS	Chimie biologique
MALLEIN	Chimie analytique
RIFFAT	Hygiène
FAUCON	Biologie médicale et pharmacodynamie
FLANDROIS	Physiologie
VIALLIER-RAYNARD	Bactériologie

AGREGES EN EXERCICE

BURTHIAULT	Obstétrique
GIGNOUX	Oto-rhino-laryngologie
GUILLEMIN	Chirurgie générale
JAUBERT de BEAUJEU	Chirurgie générale
MARION Pierre	Chirurgie générale
PLAUCHU	Médecine générale
PONT	Médecine générale
SAUTOT	Chirurgie générale
TRAEGER	Médecine générale
VIGNON	Médecine générale
BONAMOUR	Ophtalmologie
COLIN	Médecine légale
de MOURGUES Georges	Chirurgie générale
DEVIC	Médecine générale
DUMONT Martial	Obstétrique
DURAND	Urologie
FRANCILLON	Chirurgie générale
SAUBIER	Chirurgie générale
SCHOTT	Neuro-psychiâtrie
CHASSARD	Electro-radiologie
FAYSSE	Orthopédie
GAILLARD	Oto-rhino-laryngologie

MM. GARDE	Médecine générale
HUGONNIER	Ophtalmologie
KALB	Pneumo- phti siologie
LARBRE	Médecine générale
MARET	Chirurgie générale
MORNEX	Médecine générale
NORMAND	Médecine générale
PERRIN André	Médecine générale
BETHENOD	Pédiatrie et puériculture
DUMAS	Stomatologie
GARMIER	Obstétrique
NOEL	Médecine générale
ROBERT	Médecine, générale
SCHNEPP	Orthopédie.

- EXAMINATEURS DE LA THESE -

Doyen J.F. CIER

Professeur PAUPERT-RAVAULT

Professeur GONIN

Professeur agrégé TRAEGER



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554209_0042

A MES PARENTS

A ANNE-MARIE

A MES ENFANTS

pour toutes ces heures passées ensemble.

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Doyen J.F. CIER

Professeur de Physiologie

En acceptant la présidence de notre
Jury, il nous a fait un très grand honneur.
Qu'il nous soit permis de l'en remercier, en
l'assurant de notre reconnaissance et de
notre profond respect.

A NOS JUGES

MONSIEUR LE PROFESSEUR PAUPERT-RAVAULT

Professeur de Clinique Médicale

MONSIEUR LE PROFESSEUR GONIN

Professeur d'Hydrologie thérapeutique,
de Climatologie et d'Ecologie sociale

Nous les remercions respectueusement d'avoir
bien voulu accepter de juger notre travail. Qu'ils
veuillent bien trouver ici le témoignage de notre
déférente admiration.

MONSIEUR LE PROFESSEUR TRAEGER

Professeur Agrégé de Médecine Générale

En nous accueillant dans son service, il a
permis la réalisation de ce travail auquel il a toujours
porté un grand intérêt.

Nous admirons beaucoup sa compétence personnelle
et l'esprit de recherche scientifique qui anime son service.

Nous le prions de croire à notre profonde gratitude.

A MONSIEUR LE DOCTEUR B. FRANCOIS

Assistant des Hôpitaux

qui a dirigé ce travail et lui a donné sa forme actuelle. Ses hautes connaissances scientifiques, la compétence avec laquelle il assure la direction du laboratoire de physique de l' Antiquaille nous ont vivement impressionné. Nous le remercions de ses conseils et le prions de croire à notre profonde reconnaissance.

A MONSIEUR LE DOCTEUR V. FERIOLI

Assistant des Hôpitaux

Nous avons pu apprécier au cours de contacts quotidiens, l'étendue de ses connaissances et de son dévouement. Notre travail a beaucoup profité de ses conseils et nous ne saurions trop l'en remercier. Nous le prions de bien vouloir accepter ici le témoignage de notre profonde sympathie.

AU PERSONNEL DU LABORATOIRE DE PHYSIQUE DE

L'ANTIQUAILLE

SERVICE DU PROFESSEUR TRAEGER

Nous avons été particulièrement sensible à la collaboration dévouée de tous. Nous les en remercions bien sincèrement.

A notre Maître

MONSIEUR LE DOCTEUR A. THOMASSET

Ancien Chef de Clinique à la Faculté
Médecin-Chef de Service à la Clinique
Mutualiste de Lyon

Les trois années que nous avons passées à ses côtés
ont été riches d'enseignements. Au cours de celles-ci,
nous avons pu nous convaincre de la valeur clinique de
sa méthode. Nous aurions aimé lui offrir l'étude complète
qu'elle méritait. Qu'il veuille bien considérer notre
travail comme un modeste témoignage de tout ce que nous
lui devons, et comme une ébauche de nos futurs travaux.

Nous le prions de bien vouloir accepter le témoignage
de notre grand respect et de notre profond attachement.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR GUILLET

Nous lui dédions plus spécialement les
pages consacrées à la morphologie des
sportifs. Nous le remercions de sa cons-
tante bienveillance et le prions de croire
à notre profond attachement.

A MONSIEUR LE DOCTEUR L. BARDONNET

Ancien Chef de Clinique à la Faculté de Médecine
de Lyon - Chirurgien, Chef de Service à la Clinique
Mutualiste de Lyon

Nous gardons un très bon souvenir de notre
séjour dans son service, et l'assurons de notre
profonde reconnaissance.

A MESSIEURS LES MEDECINS ET CHIRURGIENS
de la Clinique Mutualiste de Lyon

A NOS CAMARADES INTERNES
de la Clinique Mutualiste de Lyon

AU PERSONNEL DE LA CLINIQUE MUTUALISTE DE LYON

Nous avons été touché par les marques de
sympathie et par la collaboration de tout
le personnel de cet établissement. Nous
les en remercions bien sincèrement.

A MADAME ROULLET

en la priant de bien vouloir accepter l'hommage
de notre profonde reconnaissance, pour l'aide
précieuse qu'elle nous a apportée dans la
réalisation de ce travail.

A TOUS NOS AMIS,

et en particulier A NOS AMIS SPORTIFS auprès
de qui nous avons toujours rencontré la plus
parfaite compréhension.

—

- I N T R O D U C T I O N -

=====

Le travail que nous présentons pourrait être appelé, selon la formule classique " Contribution à l'étude de la conductibilité des tissus extra-cellulaires, ou contribution à l'étude de l'impédance des liquides extra-cellulaires en clinique humaine". Il constitue, en effet, une première partie d'un vaste plan d'études dont l'ampleur exigera plusieurs années pour sa réalisation.

Les limites que nous nous sommes fixées, l'étude de la masse ionique (m_v) du liquide extra-cellulaire chez l'homme par la mesure de l'impédance, à 1 kilocycle, s'inscrivent dans cet ensemble, mais d'une manière un peu spéciale que nous voudrions souligner.

Nous avons l'impression d'aborder avec ce sujet l'une des données fondamentales de biophysique, cependant méconnue jusqu'ici. Cette étude passionnante nous a été possible car nous avons eu l'avantage de suivre le service de M. Thomasset, pendant trois années. Nous avons acquis la conviction de la valeur et du bien fondé de la méthode dans son application de routine à la clinique quotidienne.

Incontestablement, la méthode est excellente mais pour être admise, il faut apporter des preuves. Ces preuves ne peuvent être fournies que par l'interprétation statistique basée sur des données expérimentales d'une part, et, d'autre part, sur la comparaison avec les résultats obtenus par d'autres méthodes de mesure, ayant actuellement droit de cité.

Cette deuxième partie ayant trait à la démonstration de la méthode put être envisagée grâce au Prof. J. Traeger et à son école de l'Antiquaille, en particulier au Dr. Bernard François,

au Dr. V. Ferioli, que nous sommes heureux de remercier et avec qui nous avons pu sortir de la phase d'observation clinique de début.

A chaque instant, au cours de l'élaboration de ce travail, nous avons eu l'impression d'être le point où convergeaient le travail et la sollicitude de toute une équipe oeuvrant dans un même but. Qu'il s'agisse de M. A. Thomasset, initiateur de la méthode, qu'il s'agisse du Pr. Traeger, de M.M. B. François et V. Ferioli, et de tous ceux qui, au laboratoire de Physique de l'Hôpital de l'Antiquaille, nous ont si largement aidé dans nos recherches, nous voudrions les remercier tout d'abord de l'honneur de nous avoir fourni un tel sujet de thèse, et ensuite de la satisfaction que nous avons trouvée dans la réalisation de nos projets. Ce travail sera divisé en quatre parties :

I - HISTORIQUE comprenant le rappel des travaux faits sur l'impédance et la conductibilité des tissus. Nous y adjoindrons quelques notions ou définitions physiques indispensables à la compréhension de l'étude.

II - DESCRIPTION DE LA METHODE DE A. THOMASSET rappelant pourquoi et comment l'auteur s'attachait à cette notion d'impédance. Nous suivrons le développement de ce travail dans lequel nous distinguons la période initiale d'expérimentation, puis la période d'observation clinique.

III - LA TROISIEME PARTIE COMPORTE LA DEMONSTRATION EXPERIMENTALE ET STATISTIQUE DE LA METHODE.

Ce 2me chapitre comprend deux subdivisions :

a) Etablissement des corrélations morphologiques et de l'impédance à 1 Kcps avec les études statistiques que nous avons pu faire -
A partir de là, nous entreprenons une étude et un essai de mise au point de :

- 1) La notion de masse ionique extra-cellulaire (m_L)
- 2) La notion d'impédance théorique ou impédance normale d'un sujet.
- 3) La notion de masse ionique théorique E.C. évaluée par l'impédance,
- 4) La notion de masse ionique réelle E.C. évaluée par l'impédance et les données morphologiques.

b) Etude comparée des valeurs d'après lesquelles on apprécie les volumes de L E C , par la méthode du Brome 82 d'une part, et par la méthode de l'impédance d'autre part.

IV - CONCLUSIONS -

- HISTORIQUE -

=====

Puisque nous avons été le témoin du cheminement de la pensée de A. Thomasset dès le début de son étude bio-physique, il nous paraît intéressant d'en résumer le témoignage tel que nous l'avons recueilli.

Pour lui, l'impédance des tissus n'a pas été un but de recherche en soi. Ce fut une étape que l'on pourrait dire fortuite, mais qui ne l'est pas en réalité. La recherche de cette donnée, pour qui veut s'intéresser à la bio-physique, apparaît dans l'enchaînement logique des faits, comme un maillon indispensable pour l'analyse de certains phénomènes physiques, dont la physiologie nous offre la synthèse.

Rompu à l'observation clinique, telle que l'ont toujours enseignée les maîtres de l'école lyonnaise, A. Thomasset s'est attaché depuis 15 ans à l'étude de l'épilepsie et à son aspect bio-physique. Parmi ses travaux, rappelons ceux qui firent l'objet de la Thèse de M. Roman -Lyon 1959 : "pH et épilepsie", où il est dit que cette maladie "clé de voûte de la neurologie" n'a pas livré ses secrets, bien que les cliniciens l'aient envisagée sous tous ses aspects. L'anatomie pathologique garde le silence. On n'avance pas. Berger, le premier, apporte un signe objectif fondamental, l'électroencéphalogramme. Les tracés recueillis au cours de la crise sont caractéristiques. Ils ont une morphologie particulière que l'on s'emploie à cataloguer et à répertorier. Mais ceci étant acquis, on marque à nouveau un temps d'arrêt, malgré le développement des sciences électroniques et les perfectionnements techniques de la chirurgie et du laboratoire.

De toute évidence, il manque au raisonnement des chainons et il faut bien le reconnaître parmi ceux-ci, il en est un qui a été complètement oublié, on serait presque tenté de dire par une conspiration tacite de tous les chercheurs. Ce chainon, c'est la résistance au courant, ou impédance des tissus.

Cette donnée certes, est ancienne, contemporaine ou presque des débuts de la connaissance de l'électricité. Les physiologistes de la fin du siècle dernier et d'Arsonval en particulier, s'y attachent et la considèrent. Mais si l'on n'ignore pas l'impédance, pratiquement en médecine on la néglige, comme si tout avait été dit à son sujet . On garde simplement de cette mesure une notion assez vague d'une chose difficile à obtenir et l'on se contente d'à peu près. D'ailleurs, comme on ignore ce qu'elle signifie exactement, en clinique du moins, le besoin de la connaître ne se fait pas sentir.

Car, en fait, depuis bientôt 30 ans, on observe, on dissèque, on analyse des courbes, qu'il s'agisse de tracés d' E.C.G. ou d' E.E.G. ou d' E.M.G. Or ces tracés ne sont que des différences de potentiel lesquelles , ainsi que chacun sait, sont le produit des deux facteurs fondamentaux de la Loi d' Ohm $V = R \times I$. L'intensité dépend de la résistance. I est une résultante qui a un rôle actif, agissant, physiologique. Mais R est un facteur de structure tissulaire susceptible d'être mesuré.

Dès lors Thomasset, pour l'épilepsie, se pose le problème: Ne serait-ce pas de là que vient l'achoppement? Et en 1959, il aborde cette mesure.

Se reportant pour ce sujet, aux travaux antérieurs, la Bibliographie est assez pauvre au point de vue clinique. Presque tous les travaux sont anciens. Ils ne bénéficient pas de l'évolution suffisante des techniques électroniques et peuvent être, de ce fait, non seulement difficiles à exécuter, mais entachés d'erreurs. De plus, il s'agit exclusivement d'études de laboratoires. C'est à ces travaux auxquels sont attachés les grands noms des électro-physiologistes de la fin du siècle dernier avec d' Arsonval qu'on peut adjoindre ceux de Phillipson, Mendeleff et Platounoff.

Plus récemment, de 1930 - 1940, avec Lullies, Cole, Curtis, Blinks, l'école anglaise reprend la question avec un appareillage meilleur, par conséquent des constatations et des mesures plus exactes , mais toujours au stade du laboratoire. Ces travaux

qui s'échelonnent de 1930 à 1940, font date bien qu'ils soient avant tout limités à la fibre et à la cellule nerveuse ainsi qu'à l'étude de la propagation de l'influx nerveux.

Il faut arriver aux vingt dernières années pour trouver des travaux d'ordre plus général, et les plus nombreux sont ceux qu'entreprennent les homéopathes et les acupuncteurs. Ces travaux semblent exécutés dans le but d'expliquer avec notre logique scientifique occidentale des faits cliniques qui nous sont apportés par la tradition chinoise multimillénaire. En fait cela se réduit à l'exploration des surfaces cutanées à l'aide d'appareils... dont il faudrait aussi interpréter les réponses. Quelle que soit cette interprétation, quelque discutable que puisse être la méthode, l'idée se fait jour de l'exploration des tissus à l'aide de ce scalpel infiniment précis et minutieux qu'est le courant électrique - et l'on peut trouver bizarre que jusqu'ici on n'en ait pas fait un usage plus grand.

De 1950 à nos jours et de différents côtés, tant en France (Djourno -Gougerot - Plouvier -Parodi) que dans les pays anglo-saxons, Schwann and Kay , Aday en Amérique, paraissent d'une façon sporadique des études sur l'impédance des tissus.

Encore faut-il remarquer que toutes ces études ont trait le plus souvent à l'impédance de la peau et qu'elles sont presque toutes faites par voie cutanée - en appliquant les électrodes de mesure sur la peau. Plouvier (1962) qui fait une étude clinique déjà plus large, utilise le même système d'électrode dont nous verrons plus loin l'inconvénient majeur. Seuls des auteurs américains, Schwann and Kay, s'adressent directement aux tissus et fournissent des courbes de conductibilité de la graisse, du muscle, du muscle cardiaque mais ce sont des études de laboratoires. On peut voir que leurs courbes se superposent rigoureusement à celles obtenues par A.Thomasset et ses collaborateurs (-Cf.Bibl.)

Si bien qu'après avoir fouillé la bibliographie jusqu'à ce jour, nous n'avons trouvé aucune étude à la fois clinique et scientifique ayant l'ampleur -plus de 10.000 mesures faites en

milieu clinique - l'interprétation et la signification de ces travaux de l'équipe lyonnaise.

Avant d'aborder la mesure de l'impédance et de décrire la Méthode de A. Thomasset, nous croyons nécessaire de rappeler quelques notions physiques :

Définition de l' Impédance : L'impédance est une notion de résistance. Elle s'exprime en Ohms. Elle traduit la difficulté qu' éprouve un courant alternatif pour traverser un conducteur.

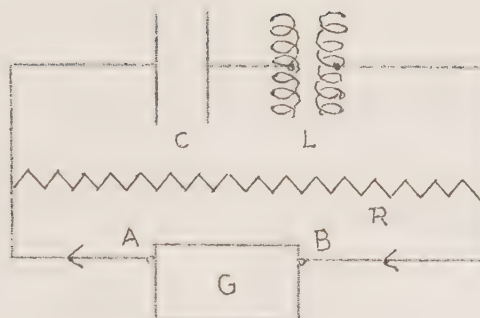
Mais le terme de résistance en électricité et en physique est réservé au passage du courant continu. La résistance d'un conducteur au courant alternatif s'appelle impédance, car courant alternatif et courant continu ne traversent pas les conducteurs de la même manière et cela dépend du circuit conducteur.

Si le circuit conducteur est homogène(par exemple fil de cuivre) les deux courants le franchissent de la même façon. Dès lors résistance et impédance sont identiques. Le circuit représenté par le fil de cuivre est une résistance linéaire simple.

Si le circuit conducteur n'est pas homogène, tout change. Le courant continu rencontrera une résistance très grande quelquefois même infinie, tandis que le courant alternatif traversera le conducteur beaucoup plus facilement.

Le passage du courant alternatif s'effectuera d'autant mieux que sa fréquence sera plus élevée, ce qui signifie , concernant notre étude, que l'impédance d'un conducteur est inversement proportionnelle à la fréquence du courant de mesure.

Un circuit conducteur non homogène est un circuit dans lequel en certains points peuvent s'intercaler en plus des résistances linéaires (R), des condensateurs (C), ou des selfs (L)- (voir fig.1)



- Fig. 1 -

Pour se rendre de A à B, le courant continu ne peut passer que par R. Pour se rendre de A à B, le courant alternatif passe par R, mais en même temps par C et par L.

Les tissus organiques quels qu'ils soient se rangent dans le groupe des circuits conducteurs non homogènes. Si bien que la résistance ohmique d'un tel circuit est une impédance.

- MESURE DE L'IMPEDANCE -

Deux Méthodes sont utilisables :

- 1 - L'étude de l'angle de déphasage,
- 2 - L'étude de la courbe de conductibilité.

I - Recherche de l'impédance par la détermination de l'angle de déphasage du courant et le calcul de tangente Φ .

C'est la méthode directe. Elle donne une mesure globale de l'impédance du système complexe des conducteurs, ensemble de réactances, que représentent les tissus. Cette mesure est très exacte. Mais elle a l'inconvénient d'être ininterprétable autrement que d'une manière empirique. Elle traduit bien la somme des difficultés que rencontre le courant pour aller d'une électrode à l'autre, mais sans nous dire où se trouvent ces difficultés, ni à

qu'elles correspondent dans la structure anatomique des tissus telle qu'on la connaît schématiquement.

II - Etude de l'impédance par la courbe de conductibilité-

C'est une mesure indirecte - Elle consiste à étudier la tension à laquelle passe un courant constant à travers le conducteur complexe, lorsqu'on fait varier la fréquence de ce courant. Par déduction, on obtient l'impédance selon la loi d' Ohm :

$$U = R \times I$$

$$\text{d'où } R = \frac{U}{I}$$

Dès lors que I est constant, les variations de U correspondent à celles de R.

Méthode de Thomasset pour l'étude de l'impédance des tissus -

Il utilisa la 2me méthode et ce choix n'est pas indifférent. Si la première méthode est peut-être plus exacte, la 2me est, pour ainsi dire, plus rentable tout au moins dans l'interprétation qu'il recherchait.

En effet, le corps humain est un conducteur hétérogène formé par un assemblage comprenant des résistances linéaires, des capacitances, des réactances diverses parmi lesquelles des inductances.

En pratique, on ne commet pas une très grande erreur (sous l'angle de cette étude) à ne considérer que la partie résistance R. et la partie capacitance $\frac{I}{C\omega}$. Cet ensemble constitue une impédance Z telle que $Z = R + \frac{I}{C\omega}$.

La partie capacitance de Z, c'est-à-dire :

$$\text{capacitance} = \frac{I}{C_{\text{farads}} \times \omega} \quad \text{ou} \quad \frac{I}{C_{(\text{farad})} \times 2\pi F_{(\text{fréquence})}}$$

dépend de la valeur C (farads) de la capacité, et de la valeur F (fréquence du courant de mesure en cycle-seconde).

Pour un conducteur tel qu'un tissu biologique, la capacité C de ce tissu a une valeur déterminée - mais la capacitance de cette capacité est variable avec la fréquence du courant de mesure. Elle sera d'autant plus faible que F sera plus élevée, si bien qu'elle devient négligeable par rapport à R , dans la formule:

$$Z = R + \frac{.I}{C \times 2 \pi F}$$

L'auteur visa donc, dans cette formule, à rendre négligeable la valeur de $\frac{I}{C \times 2 \pi F}$

De cette manière, les tissus ne forment plus qu'une somme de résistances qui s'opposent au passage du courant alternatif.

Nous rappelons que les résistances de liquides conducteurs ne peuvent pas être mesurées avec du courant continu du fait du phénomène de polarisation des électrodes.

DEVELOPPMENT DE L' ETUDE

Les phases successives du travail furent les suivantes :

Il fallut, tout d'abord, un appareil de mesure. Cette étude de la conductibilité nécessite un générateur à débit constant et à fréquences variables, muni d'un système de mesure permettant de lire les tensions de sortie. Ce montage assez peu maniable fut indispensable pour l'étude originale qui avait pour objet un premier point qui est le suivant :

L'impédance du corps humain est une mesure reproductible.

Pendant 3 ans, A. Thomasset aidé par G. Verchère, électronicien, s'appliquèrent à mesurer systématiquement un très grand nombre

de sujets. Plus de 10.000 mesures furent ainsi pratiquées chez des individus de tous ordres, y compris sur eux-mêmes. Les mesures furent faites chez beaucoup d'entre eux matin et soir, tous les jours, pendant plusieurs semaines, et cela uniquement pour se rendre compte si la mesure constituait une donnée fondamentale susceptible d'être prise comme point de départ.

Très rapidement, ils se rendirent compte et ce fût là leur encouragement à poursuivre - qu'il s'agissait bien d'une mesure reproductible. Pour notre part, nous avons été mesuré une quarantaine de fois. L'impédance 1 Kc a été trouvée à des valeurs comprises entre les deux valeurs extrêmes de 1040 à 1150 ohms; l'incertitude relative maximum a donc été de 5 %.

En parcourant la bibliographie, on est frappé par le fait que presque tous les auteurs intéressés par cette question ont utilisé des électrodes + larges, faites d'alliages divers - mais toujours appliquées sur la peau.

Or la peau est une barrière, pourrait-on dire, remplie de pièges pour les courants électriques sous faible tension.

Les contacts ne sont jamais parfaits. Ils varient avec la qualité de la peau - avec la transpiration - avec la force d'appui des électrodes, avec la température, etc ... Si bien qu'il n'est pas très surprenant qu'on ne soit pas parvenu à obtenir des mesures reproductibles.

D'autre part, la peau ne se laisse que très difficilement traverser par de faibles courants, si ces courants sont à fréquence basse.

Bref, ce fut une idée ingénieuse que de penser à éliminer cette barrière capricieuse, en plaçant les électrodes de mesure sous la peau et pour cela il n'est pas besoin de disposer de surfaces métalliques importantes.

De petites aiguilles à injection hypodermique en acier inoxydable remplissent très bien cet office à la condition qu'elles soient de dimensions constantes, c'est-à-dire 20 mm - $\frac{4}{10}$ mm.

Dès lors, un grand nombre de difficultés disparaissent; les contacts sont toujours identiques et parfaits, la température est toujours la même, la barrière peau n'existe plus, etc.. si bien que cette notion simple, avec deux autres points de raisonnement élémentaire que nous verrons plus tard, font tout le succès et la valeur de la méthode, permettant d'envisager des horizons jusqu'ici méconnus.

Quoiqu'il en soit, l'inscription des tensions de sortie a donné à l'équipe de recherche une courbe générale de conductibilité des tissus indéfiniment reproductible dans sa forme telle que nous la représentons dans la figure suivante (voir p.13). Dans cette figure semi-schématique, les valeurs des tensions de sortie n'ont pas été chiffrées sur l'axe des ordonnées, car elles dépendent du tissu examiné.

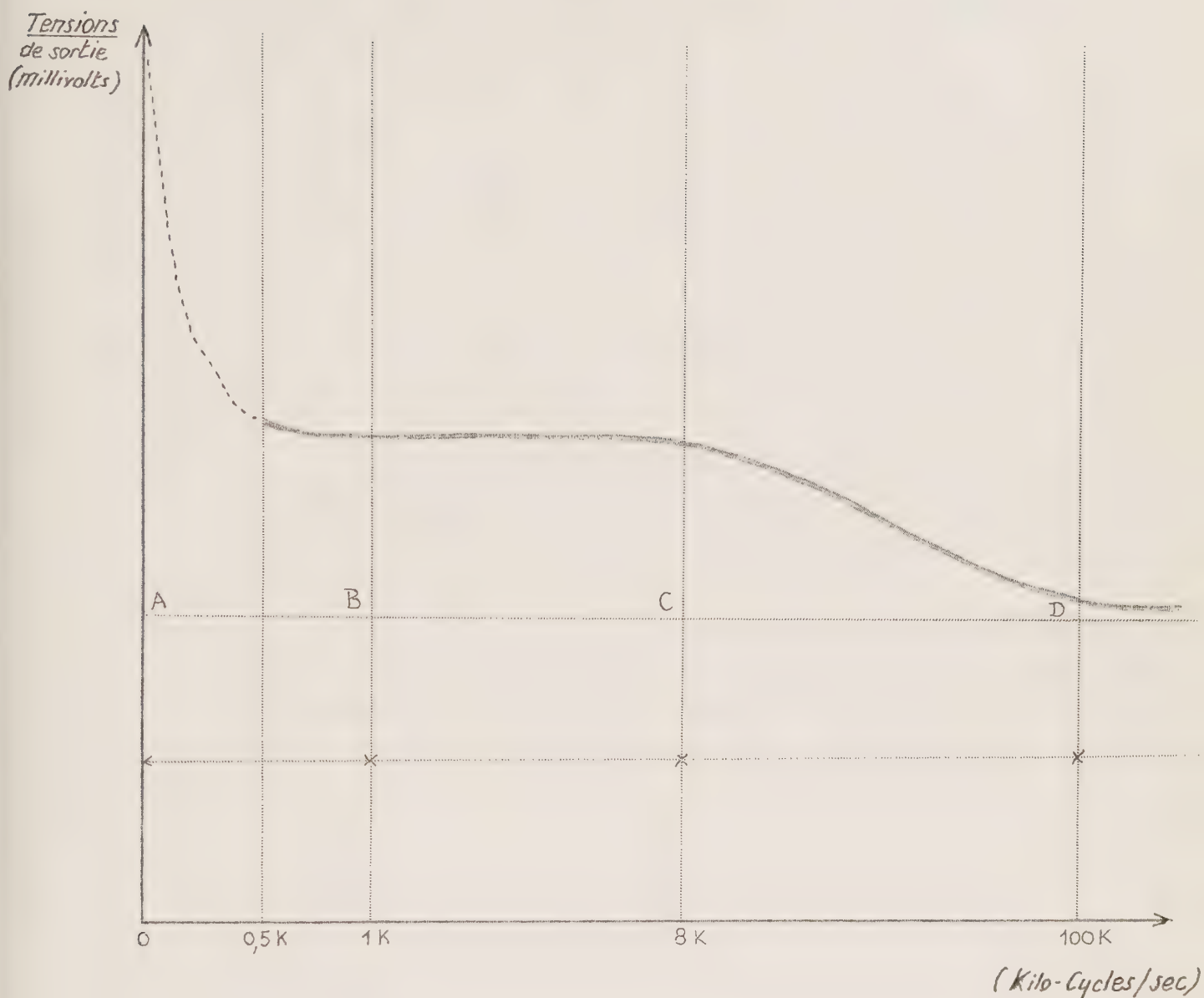
Cette courbe, pour être utilisable, demande une interprétation. C'est là un des mérites de Thomasset, de fournir cette interprétation d'une manière rationnelle, après de nombreuses vérifications expérimentales.

1°) La première partie AB, à l'heure actuelle, ne doit pas être prise en considération. Elle est due au phénomène de polarisation des électrodes de 0 à 500 cps. Théoriquement, le courant alt. ne polarise pas, mais en pratique, cette polarisation existe tout de même de 0 à 500 cps. Le phénomène de polarisation est extrêmement complexe à analyser, il sera peut-être utilisable un jour car il dépend effectivement de trois facteurs: la fréquence du courant, la qualité des électrodes et la qualité de l'électrolyte. Mais pour le moment, nous devons ne pas tenir compte de la portion A B .

2°) La portion BCDE de la courbe de 0,5 Kc. à 100 Kc.ps. représente la courbe de conductibilité du tissu suivant.

Par analogie électronique aucune question ne se pose :

- Fig. 2 -



Légende de la fig.2 -

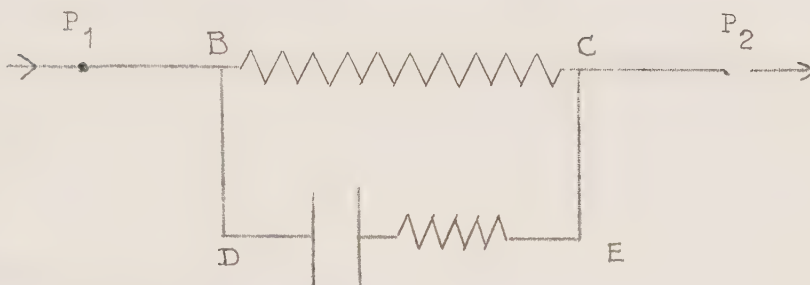
Courbe représentative moyenne des tensions de sortie observées en fonction de la fréquence du courant alternatif utilisé (d'après A.Thomasset).

A B - Segment en rapport avec la polarisation des électrodes

B C - Segment de la courbe supposé être en rapport avec le passage du courant dans les L.E.C. (le présent travail est destiné à vérifier cette hypothèse).

C D - Segment de la courbe supposé dépendre du passage extra-cellulaire du courant et de l'intervention des phénomènes de membrane et d'un transport intra-cellulaire du courant.

c'est la courbe d'un filtre, c'est-à-dire d'un ensemble dont le schéma est le suivant (fig.3):



-Fig.3 -

De 0,5 Kc à 8 Kc le courant alternatif, pour aller de P1 à P2 passe par la portion BC du schéma (fig.3) . De 8 K. à 100 K., il emprunte en outre, la voie BDEC (fig.3) correspondant à la partie CD de la fig.2.

Si bien qu'à 100 K. le courant de mesure passe proportionnellement par les 2 voies BC d'une part, et BDEC d'autre part, selon une répartition donnée par la formule d' Ohm :

$$\frac{1}{R_{\text{totale}}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}$$

R_{totale} = Impédance de l'ensemble à 100 Kc

$R_1 = Z_1$ = Impédance de la portion BC.

$R_2 = Z_2$ = Impédance de la portion BDEC.

Remarque - On pourrait objecter que la formule d' Ohm s'applique à des résistances et non à des impédances.

En fait, Thomasset et Verchère ont montré que les liquides physiologiques à 37° (sérum physiologique, sérum humain, plasma - urines) conduisent le courant de la même manière de 0,5 Kc à 1000 Kc ce qui signifie que ces liquides se comportent comme des résistances linéaires.

Corollaire - La mesure de la résistance BC du montage électrique, est donc la même, qu'on la mesure à 0,5 Kc ou qu'on la mesure à 1 Kc à 8 Kc à 100 Kc, ou à 1000 Kc. Autrement dit, cette mesure reste identique à elle-même quelle que soit la fréquence du courant. A 1 Kc en particulier (et ceci afin d'avoir éliminé plus sûrement les phénomènes de polarisation des basses fréquences), ce que l'on mesure entre les 2 points P1 et P2 de la fig.3, ne serait, dans cette conception, que la résistance des liquides extra-cellulaires.

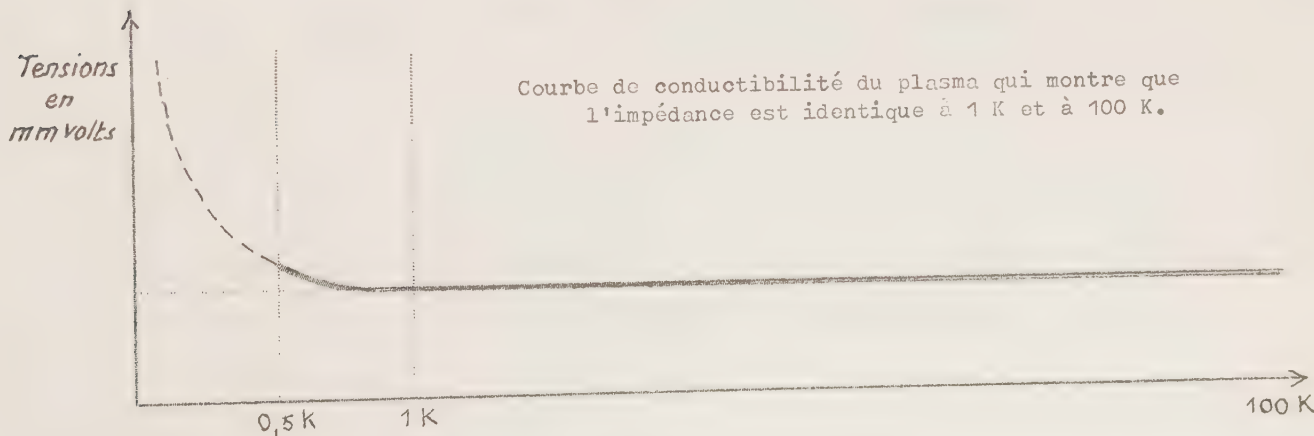
Démonstration expérimentale : A 1 Kc, le courant ne se rend de P1 à P2 que par la résistance BC (fig.3), que l'on pourrait assimiler à la résistance offerte par les LEC. Bien entendu, nous ne pouvons pas faire cette démonstration sur n'importe quel tissu dans lequel il est impossible de séparer la partie E.C. de la partie cellulaire I.C.

Mais nous avons cependant à notre disposition un tissu "particulier" qui permet cette séparation. Ce tissu est le sang.

A. Thomasset a eu l'occasion de relater une expérience cruciale(*) , reprise un grand nombre de fois et sans cesse reproductible - où il sépare plasma et globules et où il montre que le plasma a la même résistance à 1 Kc qu'à 100 Kc.

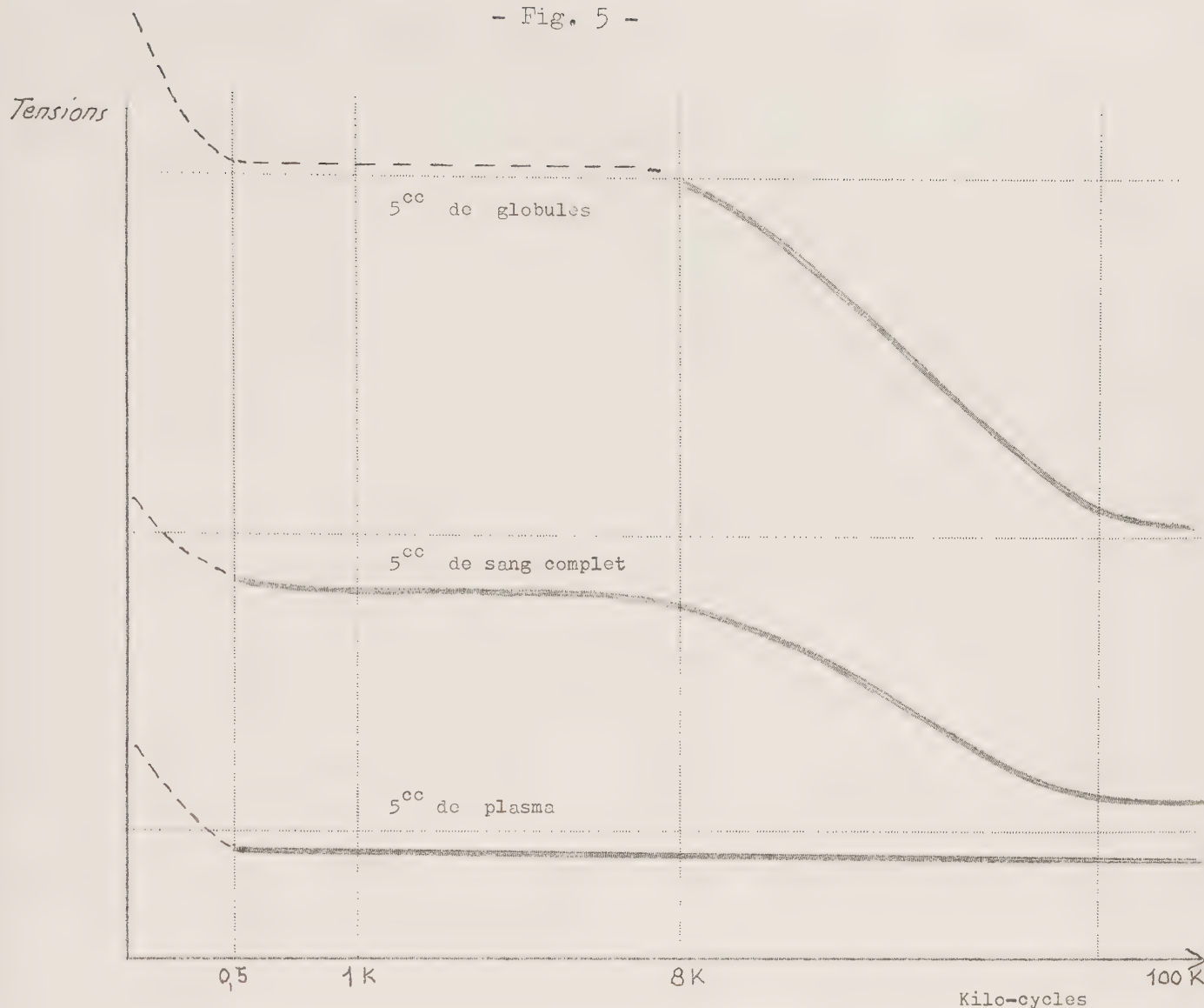
Par contre, la masse des globules montre une résistance qui s'abaisse de 8 Kc à 100 Kc. Pour illustrer cette expérience, nous reproduisons ces mesures dans les figures suivantes (fig.4 et fig.5)

- Fig. 4 -



(*) Cf. Biblio. Index Electricité N° 25

- Fig. 5 -

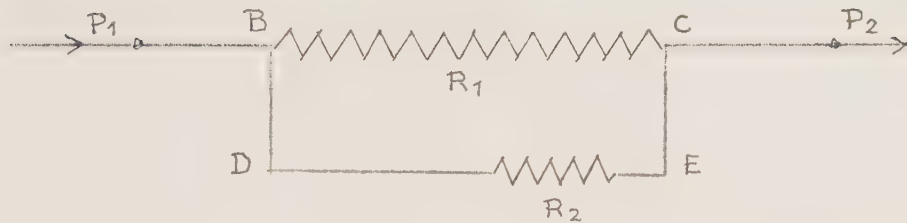


Courbes de conductibilité du sang complet, des globules et du plasma.

Cette expérience analogique est fondamentale, on ne saurait trop le répéter, car c'est le point sur lequel repose la méthode. Elle montre indiscutablement :

- 1 - qu'à 1 Kc le courant ne passe que dans le sérum
- 2 - qu'à 100 Kc le courant passe à la fois par le sérum et par les globules, car à cette fréquence, la partie capacitance de la membrane des globules devient pratiquement insignifiante.

Le schéma de la fig.3 devient fig.6



- Fig.6 -

où R1 représente l'impédance = résistance du plasma
et R2 " " = résistance des globules car le condensateur C (fig.2) est devenu négligeable.

La résistance de la portion DE qui était à

$$1 K_c / (\frac{1}{C \times 2 \pi 10^3} + R_2)$$

devient à $100 K_c / (\frac{1}{C \times 2 \pi 10^5} + R_2)$

où $\frac{1}{C \times 2 \pi 10^5}$ est négligeable par rapport à R_2 .

Dès lors, il est bien sûr physiquement et expérimentalement que l'on peut écrire :

$$\frac{1}{Z_{totale}} = \frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2}$$

car Z totale = R totale

$Z_1 = R_1$ = résistance du sérum

$Z_2 = R_2$ = " des globules

Or l'appareil de mesure nous permet très facilement par simple lecture d'avoir R_{totale} et R_1 - et la loi d' Ohm étant parfaitement applicable, on calcule :

$$R_2 = \frac{R_T R_1}{R_1 - R_T}$$

Avantages de la Méthode - Il s'agit, en fait, d'une mesure directe de la conductibilité et d'une mesure indirecte de l'impédance des tissus. La mesure de l'impédance par la conductibilité qu'emploie A. Thomasset a l'avantage d'être analytique, c'est-à-dire de séparer ce qui, dans les réactances, revient aux résistances de ce qui revient aux capacitances. Telle qu'elle est présentée actuellement, contrairement à la méthode directe, elle ne mesure pas les capacitances, elle tend à les rendre négligeables pour n'avoir pas à en tenir compte.

Les capacitances sont le fait des membranes cellulaires qui se comportent comme des diélectriques. Pour le moment délaissée, cette étude des capacités membranaires sera reconsidérée ultérieurement. La manière de procéder à leur annulation se présente au titre de l'analyse électrolytique des tissus comme une nécessité ingénieuse, ou comme un artifice de raisonnement.

- PERIODE D'OBSERVATIONS CLINIQUES -

A.Thomasset et ses collaborateurs parmi lesquels il faut citer MM. Roman, A. Achard, R. Demillière, Dannaoui, Bouteiller, Rondy, Mme Rouillet, G. Verchère, Amar, ayant acquis l'assurance qu'ils avaient affaire à une mesure reproductible envisagèrent l'interprétation purement clinique des chiffres qu'ils trouvèrent.

Pour cela, l'impédance fut mesurée systématiquement chez tous les sujets entrant dans le service du Dr.Thomasset, puis reprise chaque semaine au cours de leur séjour.

Très rapidement, se distinguèrent deux groupes d'individus: ceux qui étaient apparemment en état d'équilibre hydroélectrolytique et ceux qui étaient manifestement en état de déséquilibre, avec les oedémateux d'une part, les amaigris ou dénutris d'autre part.

Quelques unes des constatations ainsi recueillies ont d'ailleurs fait l'objet de communications publiées dans Lyon Médical (1962-1963). Elles tendent à montrer qu'il existe une corrélation étroite entre les volumes liquidiens de l'organisme et les chiffres d'impédance trouvés. Réciproquement les auteurs font la preuve clinique que l'on doit pouvoir suivre par l'impédance seule, les résultats des cures diurétiques.

Il n'est pas dans notre sujet de reprendre l'aspect clinique de cette question. Nous dirons simplement que ce qui se dégage de cette longue période d'observations, c'est la notion d'utilité pratique et d'efficacité de la méthode nouvelle dans l'étude des équilibres hydro-électrolytiques.

Devant cette importance qui s'affirmait de jour en jour, il devenait nécessaire de sortir en quelque sorte de cette période d'observation qui, nous en avons la conviction, fut déterminante.

Tout au long de ce chapitre, nous avons procédé à l'exposé de la méthode, et des résultats acquis au moment où nous entreprenions ce travail. Nous croyons ne pas trahir la pensée de l'auteur en affirmant que ces résultats ont été acquis à la suite d'une confrontation quotidienne entre les données théoriques et celles de la clinique. Au cours de cette période, la méthode a, certes, comporté d'inévitables imperfections. Nous sommes, néanmoins, persuadé que cette phase a été indispensable. Les chapitres qui suivent constituent une vérification expérimentale de la méthode qui n'aurait pu être entreprise si cette longue période de tâtonnements, de rectifications successives, n'avait pas eu lieu.

=====

- C H A P I T R E I I -

=====

RECHERCHE DES VALEURS THEORIQUES DE L'IMPEDANCE

A 1 KILO - CYCLE SECONDE CHEZ L'HOMME

Symboles utilisés :

T = taille

L = longueur entre électrodes

S = section poignet

C = circonférence poignet

Z = impédance

Kcps = Kilo cycle par seconde.

Notions préliminaires :

Pour réaliser ce travail, nous avons utilisé la méthode dont le principe a été exposé dans le précédent chapitre. Nous n'avons rien changé aux conditions techniques préconisées par A.Thomasset dans ses travaux antérieurs (cf.bibl.) et exposées dans le chapitre précédent). En particulier, nous avons conservé la dérivation main gauche - pied droit qui a été utilisée au cours de toutes nos mesures. Nous avons adopté la fréquence de un kilocycle à l'exclusion de toute autre, et parce que nous pensions qu'elle nous permettait d'explorer uniquement le secteur extra-cellulaire. Nous nous en sommes tenu à l'étude de l'impédance chez l'homme, réservant pour plus tard d'entreprendre cette étude chez la femme et chez l'enfant.

Dans tout ce travail, nous avons fait un large emploi de la méthode statistique qui a été à la base de la plupart de nos vérifications. De ce fait, cette étude constitue une recherche d'identités et de dépendances, non d'égalités. C'est assez dire qu'à aucun moment

nous n'avons eu la prétention de retrouver les lois physiques du cheminement du courant à l'intérieur de ce conducteur particulier qu'est le corps humain. Nous nous sommes contenté de déterminer le degré de signification existant entre l'impédance et ceux des critères que nous avons pu étudier.

Mais avant d'exposer les résultats de ce travail, il nous paraît indispensable de donner deux définitions de termes que nous serons appelé à utiliser constamment.

I - L'IMPEDANCE THEORIQUE -

Soit une série d'individus normaux, en état d'équilibre hydro-électrolytique, dont chacun est caractérisé par une valeur Y de l'impédance et une quantité X représentative d'un ou plusieurs critères (en particulier morphologiques) conditionnant cette impédance.

Nous définissons l'impédance théorique comme la valeur $\hat{Y}$ tirée de l'équation d'une droite de régression des Y (impédances mesurées expérimentalement) en leurs X correspondants (paramètres de référence).

La régression doit être calculée à partir d'une population de témoins en nombre suffisant et possédant des attributs somatiques aussi différents que possible les uns des autres; entre les variables Y et X doit apparaître une corrélation élevée, significative et voisine de la linéarité. Les valeurs de l'impédance théorique (calculée) et de l'impédance réelle (expérimentale) se superposeraient pour un coefficient de corrélation égal à $|I|$.

II - L'IMPEDANCE REELLE -

est celle qui est lue sur l'appareil à l'occasion d'une mesure. Sa valeur peut coïncider ou différer en plus ou en moins de l'impédance théorique.

Importance de la détermination de l'impédance théorique -

Elle est fondamentale, car elle est la condition indispensable d'une étude comparative des résultats obtenus en clinique. Elle doit constituer une valeur de référence, permettant de préciser les limites dans lesquelles un fait d'expérience (la mesure réelle) peut être considéré comme normal. De ce fait, elle caractérise un sujet au même titre que n'importe quelle autre constante physiologique, par exemple, le taux normal de la glycémie, ou la valeur normale de la tension artérielle.

MOYENS UTILISES -

Lorsque ce travail fut entrepris, plusieurs milliers de mesures avaient déjà été faites en clientèle hospitalière, et les auteurs considéraient comme normale, la valeur de 1100 ohms (± 50 ohms). Il s'agissait d'une valeur moyenne représentative de l'individu normal, équilibré au point de vue hydro-électrolytique. Elle permettait déjà de corriger les déséquilibres ioniques rencontrés en clinique. Dans l'ensemble, les malades formaient deux groupes, dans le premier figuraient les oédémateux à impédance basse (< 1000). dans le deuxième, nous trouvions des sujets présentant un déficit ionique, et dont l'impédance était haute (> 1200). La correction de ces déséquilibres était obtenue par ajustements successifs, en s'efforçant de faire coïncider l'impédance réelle avec l'impédance théorique fixée à 1100 ohms.

Toutefois, il apparut très vite que la valeur de l'impédance théorique ainsi fixée, manquait de précision, et surtout qu'elle devait être reliée à des critères morphologiques comme le montreront les observations qui vont suivre.

En effet, nous avons pu, à différentes reprises, enregistrer des valeurs différentes de 1100 ohms chez des sujets que rien ne permettait de juger déséquilibrés, mais qui, vus sous l'angle anthropométrique, figuraient des types extrêmes.

Les uns étaient des longilignes à masse corporelle répartie dans le sens vertical, à silhouette étroite, présentant un rapport hauteur-largeur élevé. Leur impédance était haute et située aux environs de 1200-1300 ohms. A l'opposé les brévilignes, à silhouette trapue, dont la masse corporelle était distribuée davantage dans le sens horizontal que dans le sens vertical, présentant un rapport taille sur largeur plus faible, avaient une impédance basse, voisine de 1000 ohms, parfois moins.

Ces observations qui tenaient évidemment davantage du "coup d'oeil du maquignon" que du jugement objectif, avaient été faites en particulier chez des sportifs. Comme on le sait, la morphologie de ceux-ci les prédispose plus particulièrement à la pratique de telle ou telle discipline. Et celle-ci, du même coup, accuse encore le morphotype de celui qui la pratique en spécialiste, c'est-à-dire, souvent de façon exclusive. L'intérêt, pour nous, résidait dans le fait que le sujet sportif représentait un extrême morphologique dont l'étude était particulièrement instructive.

Les athlètes pratiquant la course à pied sont, généralement, du type longiligne moyen. Leur morphologie est harmonieuse et diffère assez peu de celle de l'individu normal. Leur impédance se situait bien aux environs de 1100 ohms.

Il en était de même des pratiquants de sports d'équipe. Toutefois, nous avons retrouvé chez les basketteurs, ces sujets de grande taille à silhouette très effilée, aux membres longs, peu musclés. Leur impédance était toujours élevée.

Par contre, boxeurs et surtout haltérophiles, sujets du type bréviligne, avaient régulièrement une impédance inférieure à 1000 ohms. En particulier, chez l'un de ceux-ci, recordman d'haltérophilie, nous avons enregistré plusieurs fois la valeur de 850 ohms.

Nous n'avions aucune raison, chez ces sujets en parfaite condition physique, et mesurés loin de tout effort, de suspecter un quelconque déséquilibre hydro-électrolytique. Ceci nous amena à penser que le facteur morphologique devait jouer un rôle important dans les différences de valeurs observées.

Ces remarques nous incitèrent donc à procéder à des mesures anthropométriques faites parallèlement à nos mesures d'impédance. Pour celà, nous sommes partis du postulat suivant, nous référant aux observations mentionnées, ci-dessus.

Si l'on assimile le corps humain à un cylindre homogène, il est évident que ce cylindre peut avoir des dimensions variables; aux deux extrêmes, il devient colonne ou tonneau. Or, si l'intérieur est un milieu conducteur on enregistrera en plaçant aux deux extrémités une électrode, une résistance différente dans l'un et l'autre cas.

Cette résistance peut être calculée à l'aide de la relation

$$R = \rho \frac{L}{S}$$

R = résistance en ohm

ρ = résistivité en ohms/cm²/cm

L = longueur entre électrodes

S = section du conducteur,

où la résistance est d'autant plus élevée que le rapport $\frac{L}{S}$ est plus grand. Ceci n'est pas sans analogie avec nos observations morphologiques. Sans doute, y avait-il de notre part, un peu de naïveté à rapprocher les deux faits. Nous avouons bien volontiers que notre première idée a été de rechercher chez l'homme l'application intégrale de cette loi physique.

La mesure était faite en déterminant la longueur entre les deux électrodes. Nous mesurions la distance comprise entre l'aiguille fixée à la main gauche et l'acromion du même côté (L_1). Dans un second temps, nous mesurions la distance comprise entre l'acromion, côté gauche et le point où était fixée l'aiguille au niveau du pied droit (L_2). La distance totale était donnée par la somme $L = l_1 + l_2$. Quand à S, sa mesure posait de sérieuses difficultés, car, en fait, quelle était la bonne section? Dès le départ, nous avons fait choix de celle du poignet qui constitue un point d'étranglement sur le trajet qu'emprunte le courant.

Allions-nous transformer ce problème de physique électrique en un problème d'hydraulique, et considérer cette section du poignet comme une zone de turbulence? En fait, il est bien difficile de résumer en quelques mots les cheminement de notre pensée à cette époque. On peut dire simplement, que, partis de l'analogie précitée, et pour avoir fait à maintes reprises l'essai de cette dimension, nous avons continué à l'employer par la suite, en raison des résultats intéressants qu'elle nous donnait. Mais très vite, nous l'avons considérée comme un indice de corpulence, c'est-à-dire comme une mesure représentative du reste du corps, et plus particulièrement de sa section d'ensemble.

Car le cheminement du courant à l'intérieur du corps humain obéit à des lois complexes, et il n'était pas possible d'en entreprendre l'étude. Si l'on conserve l'image du cylindre, nous voyons que l'homme peut être, dans son aspect extérieur, schématisé par l'image d'un cylindre ayant subi une série d'étranglements qui peuvent modifier les conditions de passage du courant. De plus, nous ne pouvions considérer le milieu intérieur comme homogène.

L'impossibilité de définir la géométrie de ce conducteur nous incita à étudier le problème par la méthode statistique, c'est-à-dire à faire des recherches corrélatives, aussi systématiquement que possible. La relation $R = \frac{L}{S}$ devenait plus simplement $R = K \frac{1}{S}$ sans préjuger de ce que représentait K, qui était déterminé par la meilleure des corrélations trouvées entre l'impédance et les critères morphologiques.

Mesure de la section du poignet -

Elle était faite à l'aide d'un pied à coulisse à l'endroit le plus étroit, en adoptant autant que possible une pression de serrage constante d'une mesure à l'autre. Nous mesurions les deux dimensions principales. Du rectangle obtenu, il convenait ensuite de rogner les angles pour reconstituer approximativement la forme de la section véritable. Des essais graphiques montrèrent que cela revenait à soustraire de la surface de ce rectangle 4 cm². dans tous les cas.

Cette manière de procéder nous a fourni de bons résultats avec une erreur maximum que nous estimons à 5 % .Néanmoins, pour des raisons pratiques(nécessité d'employer un pied à coulisse), et parce qu'il nous paraissait difficile de perfectionner cette mesure, nous lui avons ultérieurement substitué: celle de la circonférence du poignet.

Mesure de la circonférence du poignet -

Faite à l'aide d'un simple ruban ciré, elle est incontestablement simple. Elle ne nécessite aucun calcul, comme celle de la section. Nous l'avons effectuée au point le plus étroit, sur les deux poignets, en prenant comme valeur définitive , la moyenne des deux circonférences. A moins d'être très habile, on ne peut éliminer une erreur assez importante qui peut atteindre 2mm.5, mais il est possible d'en améliorer la précision en utilisant un système de mesure plus précis à pression de serrage fixe.

Autres indices de corpulence utilisés -

Ont été utilisés également :

- la circonférence du biceps,
 - la circonférence du mollet,
 - la circonférence de la cuisse,
- mesurées à l'endroit le plus large.
-
- la circonférence de la cheville,
- mesurée au-dessus des malléoles,
-
- le périmètre thoracique,
- mesuré au niveau de l'appendice xiphoïde
-
- le périmètre abdominal
- mesuré au niveau de l'ombilic.

Le problème de la longueur -

Nous avons dit qu'au début nous mesurions directement la longueur entre les électrodes. Très rapidement, nous avons substitué à celle-ci la mesure de la taille, plus simple et plus précise. Les statistiques que nous présentons montrent qu'on peut, sans inconvénient, remplacer l'une par l'autre.

Choix de l'échantillon -

La nécessité d'étudier ce problème de l'impédance d'un point de vue statistique nous imposait de réunir un échantillon destiné ultérieurement à servir de référence. Le choix des sujets composant cet échantillon était difficile. Ces sujets devaient être en équilibre hydro-électrolytique, puisque nous nous proposons précisément, après avoir déterminé les valeurs de l'impédance théorique de calculer dans un second temps les variations ioniques chez les sujets déséquilibrés. En fait, nous avons conscience d'avoir imparfaitement résolu ce problème délicat dans un premier temps. Il ne suffisait pas d'éliminer les oedémateux et les sujets présentant une contraction de leur volume extra-cellulaire, car il existe vraisemblablement à côté de ces grands déséquilibres, des variations physiologiques quotidiennes en rapport avec les entrées et les sorties liquidiennes, et les échanges entre les deux milieux extra-cellulaire et intra-cellulaire. Celles-ci ne sont pas forcément négligeables. A notre avis, elles témoignent du travail permanent qui s'effectue à l'intérieur d'un organisme qui cherche à tout instant à rétablir son équilibre. Nous ne pouvons actuellement apporter la preuve de cette hypothèse, toutefois en raison de son importance, il nous paraît qu'elle mérite considération. Ce fait pourrait expliquer les variations d'impédance de 100 ohms que l'on est susceptible de rencontrer au cours d'une journée, chez les sujets normaux. Ces variations qui peuvent paraître importantes, pourraient être portées au crédit de la sensibilité de la méthode. De toute manière pour l'établissement des valeurs théo-

riques de l'impédance , celà posait de sérieux problèmes. Pour avoir, au début, un peu négligé cet aspect, nous avons obtenu des corrélations qui, tout en étant très significatives, reflètent imparfaitement la réalité. Nous avons cependant accepté de les présenter telles quelles, et nous montrerons ce qu'elles deviennent quand l'échantillon présente de meilleures garanties.

Présentation des échantillons -

Il y en eut trois :

1er échantillon : Il comporte 59 sujets , très différents par l'âge, les dimensions anthropométriques et le poids.

La dispersion des tailles y est de $188 - 148 = 40$ cm.

des âges , de $82 - 20 = 62$ ans

des poids, de $120 - 47 = 73$ kgs.

Les sujets ayant subi ces mesures étaient recrutés dans l'ensemble parmi la clientèle hospitalière. Il s'agissait de malades porteurs d'affections mineures, n'entraînant aucun déséquilibre. En outre y figurent également 15 sujets sportifs mesurés au repos.

Malheureusement, les mesures anthropométriques faites dans ce premier temps étaient en nombre insuffisant puisque nous n'avions mesuré que la taille, le poids, la section et la circonférence du poignet. Aussi avons-nous décidé de réunir un deuxième échantillon, dans les mêmes conditions.

2ème échantillon : il comporte 35 sujets. Il nous a permis de procéder à la mesure de la circonférence du biceps, du mollet, de la cuisse, de la cheville, et du périmètre thoracique et abdominal.

3ème échantillon : Nous n'y avons fait entrer que les sujets présentant au moins deux mesures d'impédance, et nous avons pris la moyenne de celles-ci. Ces sujets devaient avoir un ionogramme normal.

Nous y avons étudié les deux seules relations :

$$\text{Impédance (f)} \quad \frac{\text{taille}}{\text{section poignet}}$$

$$\text{Impédance (f)} \quad \frac{\text{taille}}{\text{circonférence poignet}}$$

Autres critères employés :

Nous avons étudié ,par ailleurs, un certain nombre de formules que nous rappelons ci-après :

- la formule de Lorentz (bibl.) donnant une définition du poids théorique :

$$P = T - 100 - \left(\frac{T - 150}{4} \right)$$

d'usage courant clinique et qui a l'avantage de fournir une base de comparaison avec le poids réel. Nous l'avons prise en considération malgré son imperfection, et précisément en raison de l'usage fréquent qui en est fait.

Mais il est évident que son utilisation pratique est sujette à caution, car elle ne tient aucunement compte d'un facteur squelettique qui est à lui seul déterminant dans l'appréciation du poids, pas plus que de l'élément musculaire.

- la formule d' Allen servant à calculer le volume sanguin:

$$0,417 T^3 + 0,045 P - 0,030 \text{ (chez l'homme)}$$

$$T^3 = \text{cube de la taille}$$

$$P = \text{poids}$$

- la formule de Moore (bibl.) permet de calculer à partir du poids le volume extra-cellulaire chez les sujets normaux pondéraux.

$$\text{Vec} = 0,135 P + 7,35 \text{ (chez l'homme)}$$

- la surface corporelle établie à l'aide des tables de Dubois.

Enfin, nous avons utilisé dans notre deuxième échantillon certains critères morphologiques proposés par A.R.BEHNKE (cf.Bibl.) qui permettent d'évaluer le poids réel d'un sujet quelconque, à partir de mesures de circonférences ou de diamètres prises en des points précis, tels que, circonférences du poignet, de la cheville, du biceps...etc . L'auteur préconise l'utilisation de II circonférences. La somme de celles-ci divisée par une constante K donne un quotient D que l'on fait entrer dans la formule :

$$D^2 \times \text{Taille} \times 0,111 = \text{Poids réel}$$

$$(D = \frac{\text{Somme de II circonférences}}{K})$$

Mais l'utilisation des II circonférences est facultative, et l'on peut, à partir d'une seule d'entre elles (la circonférence du poignet par exemple) divisée par un coefficient k spécifique du point de mesure, avoir déjà une idée précise de ce poids réel. L'utilisation des II circonférences a seulement l'avantage d'une plus grande précision. Le coefficient K apparaît donc comme la somme $k' + k'' + k''' \dots$ etc .. de chacun des coefficients particuliers à chaque point mesuré.

Ainsi, à l'aide des seules mensurations corporelles, il est possible avec une erreur maximum, que l'auteur fixe à 2 % de calculer le poids réel. Mais ce qui nous intéresse dans cette méthode ce n'est pas tant la possibilité d'apprécier ainsi le poids que de voir vérifier l'existence de relations précises entre poids et dimensions corporelles, identiques à celles que nous avons mesurées. Dès lors rien d'étonnant à ce que nos corrélations (cf.tableau N° I) $Z(f) \frac{T}{C}$, $Z(f) \frac{T}{S}$, $Z(f) \frac{T}{P}$, $Z(f) TC^2$, soient toutes également significatives.

Cet auteur fait remarquer, par ailleurs, que chez les sujets obèses , la masse corporelle prédomine sur le tronc, alors que chez les sujets présentant une hypertrophie musculaire (il cite le cas des haltérophiles) cette masse est plus importante au niveau des membres.

Cette constatation nous paraît importante car :

1°) les haltérophiles que nous avons personnellement mesurés avaient une impédance basse.

2°) les obèses nous ont toujours fourni des valeurs d'impédance normales. Cette constatation nous semble dès à présent revêtir une grande importance. Elle laisse supposer que le tissu graisseux est peu ou pas perméable au courant à la fréquence de 1 KC. sec.

3°) Il est préférable d'utiliser les circonférences des points les moins susceptibles d'être atteints par la graisse pour avoir le reflet exact des rapports existant entre l'impédance théorique et les caractères morphologiques. La circonférence du poignet est celle qui est la mieux adaptée à jouer ce rôle.

RESULTATS -

Ils sont présentés sous forme de tableaux et de graphiques dans les pages qui suivent .

Ils montrent les relations qui unissent la mesure de l'impédance et celles des dimensions corporelles que nous avons pu étudier. Notre but était seulement d'en faire l'étude statistique.

En ce qui concerne les plus significatives de ces relations nous citerons :

$$Z \propto \frac{T}{C}$$

$$Z(f) \propto \frac{T}{S}$$

$$Z(f) \propto \frac{T}{P}$$

$$Z(f) \propto TC^2$$

qui s'établissent toutes avec un $P < 0,001$. (Cf. tableaux I-II et III).

TABLEAU I - Ier échantillon -

Corrélations étudiées	Effectif	r	p
Z (f) longueur entre électrodes	59	+ 0,12	non signif.
Z (f) section du poignet	"	- 0,145	non signif.
Z (f) $\frac{L}{S}$ (1)	"	+ 0,55	$< 0,001$
Z (f) $\frac{T}{S}$	"	+ 0,56	$< 0,001$
Z (f) $\frac{T^2}{S}$	"	+ 0,55	$< 0,001$
Z (f) $\frac{T}{S} \times \frac{P \text{ théorique}}{P \text{ réel}}$	"	+ 0,53	$< 0,001$
Z (f) $\frac{\text{Poids réel}}{\text{Poids théorique}}$	"	- 0,30	$0,01 < P < 0,02$
Z (f) $\frac{\text{Taille}}{\text{Poids réel}}$	"	+ 0,44	$< 0,001$
Z (f) Formule d' Allen	"	- 0,34	$0,001 < P < 0,01$
Z (f) Surface corporelle	"	- 0,17	non signif.
Z (f) âge	"	- 1058	non signif.
Z (f) $C^2 T$	"	- 0,45	$< 0,001$

(1) T = taille S = section du poignet
C = circonférence du poignet

N.B.- La signification de ces corrélations a été appréciée à l'aide des tables de Fisher and Yates (édit. 1963)

- TABLEAU II - 2ème échantillon -

Corrélations étudiées	Effectif	r	p
Z (f) $\frac{\text{Taille}}{\text{Section poignet}}$	27	+ 0,50	$0,001 < P < 0,02$
Z (f) $\frac{\text{Taille}}{\text{Circ. poignet}}$	27	+ 0,47	$0,001 < P < 0,01$
Z (f) $\frac{\text{Taille}}{\text{Circ. Biceps}}$	35	+ 0,12	non signif.
Z (f) $\frac{\text{Taille}}{\text{Circ. poignet} \times \text{Circ. biceps}}$	35	+ 0,13	non signif.
Z (f) $\frac{2 \text{ T}}{\text{Circ. poignet} + \text{circ. cheville}}$	27	+ 0,22	non signif.
Z (f) $\frac{\text{Taille}}{\text{Pérим. thoracique}}$	35	+ 0,17	non signif.
Z (f) $\frac{\text{Taille}}{D^2} (1)$	29	+ 0,32	$P = 0,05$
(1) - D^2 Carré de la somme de quatre circonférences : poignet + cheville + mollet + biceps, divisés chacune par un coefficient spécifique indiqué par BEHNKE.-			

- TABLEAU III - 3ème échantillon -

Corrélations étudiées	Effectif	r	p
Z (f) $\frac{T}{S}$	50	+ 0,85	$< 0,001$
Z (d) $\frac{T}{C}$	50	+ 0,67	$< 0,001$

A l'intérieur de chacun de nos échantillons, nous avons recherché si les coefficients de corrélation r étaient significativement différents. La transformation du coefficient r en coefficient z et l'utilisation du test t prouvent :

1er échantillon :

- que $\frac{T}{S}$ relation la plus simple n'est pas influencée par le remplacement :
- de T par L (longueur entre électrodes)
- de T par T^2 (carré de la taille)
- de S par le poids réel, de sorte que S représenterait dans ce cas un indice de ce poids réel.
- par l'adjonction à $\frac{T}{S}$ du quotient $\frac{\text{Poids théorique}}{\text{Poids réel}}$

c'est-à-dire d'un élément appréciant le degré d'obésité et de maigreur.

- par le remplacement de $\frac{T}{S}$ par TC^2

2ème échantillon :

- qu'à la relation $Z(f) \frac{T}{S}$ peut être substituée la relation $Z(f) \frac{T}{C}$ dont la mesure est plus simple. De même C peut être remplacé par D , critère utilisé par BEHNKE pour calculer le poids réel, ce qui confirme le résultat obtenu précédemment, avec le premier échantillon. S et C apparaissent donc bien comme des indices de corpulence en relation avec le poids réel.

3ème échantillon :

- qu'à la relation $Z(f) \frac{T}{S}$ peut à nouveau être substituée la relation $Z(f) \frac{T}{C}$ ce qui confirme les résultats précédents.
- A noter que la corrélation entre Z et la surface corpo-

relle n'est pas significative ce qui tend à prouver que le courant électrique à 1 Kc ne chemine pas à la surface de la peau.

Droites de régression -

Calculées pour les deux relations étudiées dans le 3me échantillon, leur valeur est la suivante :

$$Z(f) \frac{T}{C} \quad Y = 168,42 x - 585,93 \quad (\text{fig. 7})$$

$$Z(f) \frac{T}{S} = Y = 102,04 x - 1,22 \quad (\text{fig. 8})$$

Etude des limites de confiance des relations $Z(f) \frac{T}{C}$ et $Z(f) \frac{T}{S}$

Nous avons fait cette étude sur le 3me échantillon qui présentait les meilleures garanties de sécurité. La lecture du diagramme fait apparaître cependant une assez forte dispersion dont l'amplitude peut être appréciée par un calcul de l'incertitude relative.

1) Si nous prenons notre propre cas $\frac{T}{C} = 10,17$ dont la valeur est très proche de la moyenne arithmétique 9,97, nous trouvons :

Z graphiques extrêmes = 1300 - 990

Z théorique tiré de la
droite de régression = 1127

Z réel expérimentale = 1050

$$\frac{\frac{1300 - 990}{2}}{\frac{1127 + 1050}{2}} = 14,2 \%$$

2) La même opération effectuée avec $\frac{T}{S}$ conduit à un calcul analogue :

Z graphiques extrêmes = 1200 - 1005

Z théorique tiré de la
droite de régression = 1070

Z réel : 1050

$Z(\text{ohms})$

Fig. 7 - Impédance à 1 Kc (f)

chez 50 sujets normaux.

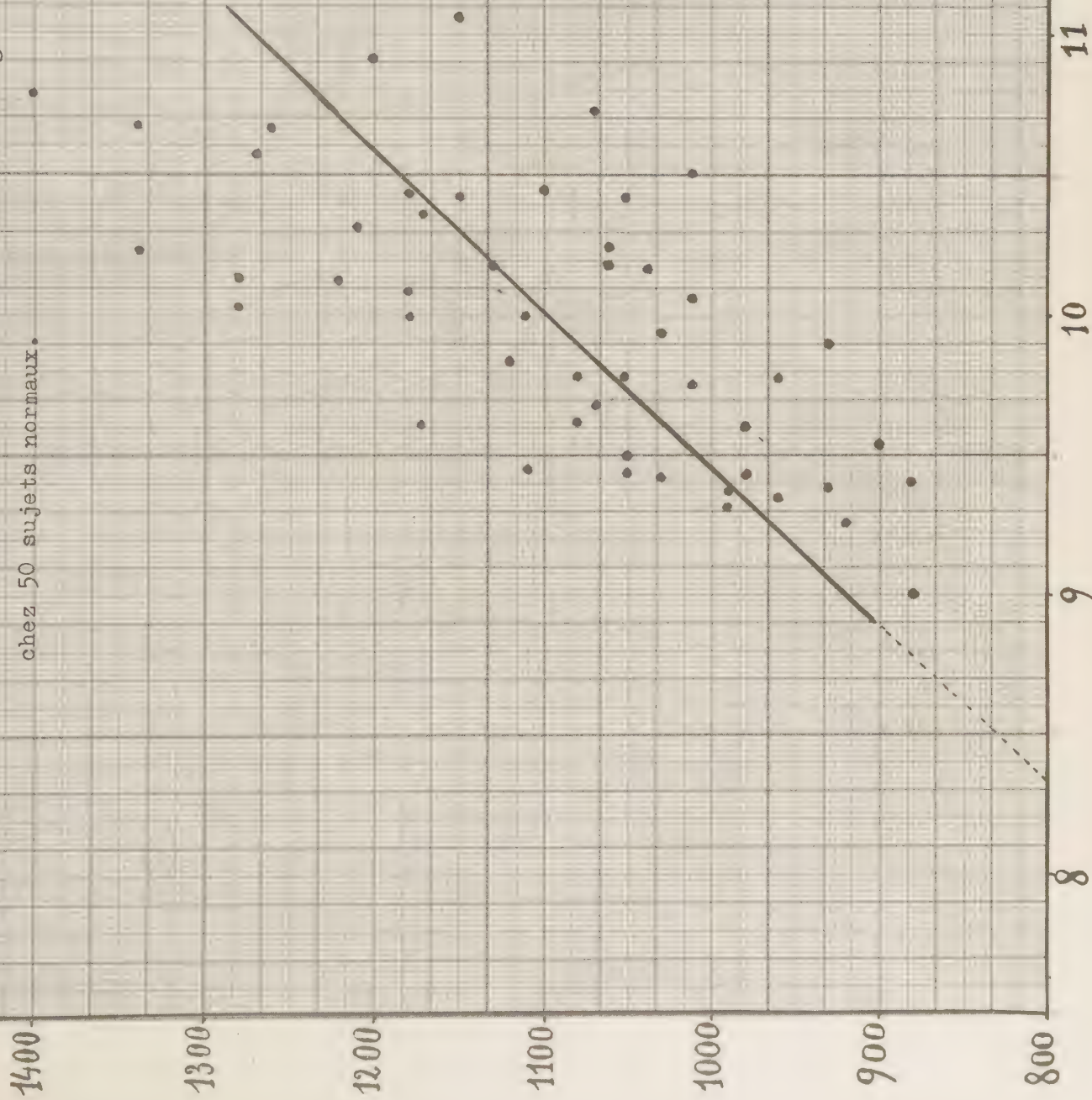
Taille
Circonférence Poignet

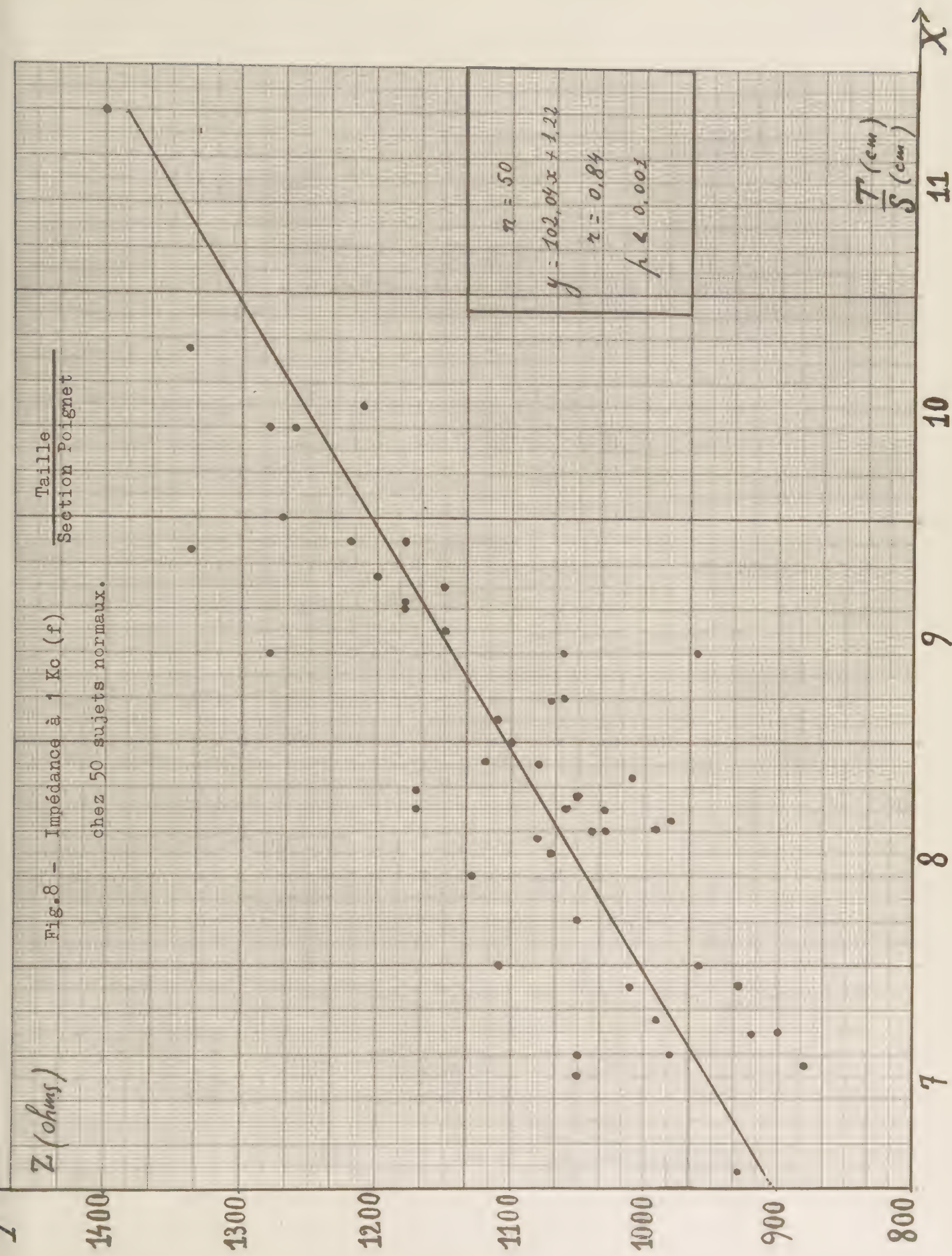
$n = 50$

$$y = 168,42x - 585,93$$

$$r = +0,678$$

$$p < 0,001$$





$$\frac{\frac{1200 - 1005}{2}}{\frac{1070 + 1050}{2}} = 9,4 \%$$

En résumé :

Il ressort de cette étude que la relation :
 $Z(f) \frac{T}{C}$ est la plus simple. La relation $Z(f) \frac{T}{S}$ présente l'inconvénient de la mesure de la section du poignet. La relation $Z(f) \frac{T}{P}$ ne nous paraît utilisable que dans d'étroites limites de poids, qu'on pourrait fixer entre 85 et 115% du poids théorique calculé selon la formule de LORENTZ. Son utilisation nous semble difficile dans les cas où il est précisément indispensable pour déterminer l'impédance théorique, à savoir :

- chez les obèses,
- chez les oedémateux.

L'amélioration de ces résultats encore imprécis nous semble possible.

1- En améliorant la qualité des mesures.

2- En précisant les conditions dans lesquelles les sujets doivent être mesurés, ce dont il n'a pas été suffisamment tenu compte jusqu'ici. Peut-être, en particulier, faudra-t-il, pour éliminer l'influence possible de variations ioniques journalières, faire ces mesures à une heure déterminée (par exemple le matin, au moment du lever).

3- Par la recherche d'autres paramètres.

On peut, dans cet ordre d'idées suggérer d'utiliser la mesure des diamètres osseux qui ont permis à BEHNKE de déterminer la masse maigre.

- Ceci devrait permettre ultérieurement de préciser les valeurs théoriques de l'impédance.

Notre travail modeste fait avec des moyens réduits, doit donc être considéré comme une ébauche, et surtout comme l'indication d'une voie à suivre.

Nous nous efforcerons, dans un proche avenir, d'en combler les lacunes.

- C H A P I T R E I I I -

=====

ETUDE COMPARATIVE DES VALEURS DE L'IMPEDANCE
A 1 KILO CYCLE SECONDE ET DE LE MASSE IONIQUE
CHEZ L'HOMME

Nous avons consacré cette troisième partie à la confrontation statistique des valeurs de l'impédance à 1 Kc., et des valeurs de la masse ionique extra-cellulaire chez 42 sujets normaux et chez 20 sujets oedémateux dont 11 avant et après cure de leurs Oedèmes.

I - NOTIONS PRELIMINAIRES -

Nous avons préféré au concept de liquide extra-cellulaire la notion de masse ionique (m_L), qui possède les véritables dimensions d'un conducteur électrique, c'est-à-dire d'un solide affecté d'un volume et d'une densité. La densité n'est autre que la concentration ionique (électrolytémie), et on doit se représenter que la conductivité est d'autant plus élevée que la masse ionique est plus importante.

Nous définissons la masse ionique extra-cellulaire (m_L) comme le produit des liquides extra-cellulaires (LEC) par la concentration électrolytique du sérum (en meq)

a) La mesure des liquides extra-cellulaires a été réalisée par la méthode de dilution du 82 Br radioactif. Le choix de cet indicateur mérite quelques discussions. Les traceurs actuellement utilisés pour cette mesure se répartissent en deux classes :

- ceux qui sous-estiment la valeur des liquides extra-cellulaires comme l'inuline, le mannitol, le sucrose et le thiosulfate.
- ceux qui surestiment ces mêmes liquides et dont le volume de distribution approche l'espace chlore : Le thiocyanate et le brome. Le radiosulfate ^{35}S constitue probablement le traceur le plus adapté à ce genre d'étude, mais les difficultés de sa détection n'en permettent guère, actuellement, un usage pratique et surtout extensif.

Le ^{82}Br comporte d'appréciables avantages : Sa période biologique ($T = 36$ heures), en fait un outil tout à fait adapté à l'investigation clinique; son émission gamma pénétrante, permet le comptage dans un compteur puit ordinaire, avec ou sans spectrométrie; la dose d'irradiation à l'organisme entier est très faible, de l'ordre de celle d'une radiographie pulmonaire. Nous sommes conscient des inconvénients de la méthode utilisant le ^{82}Br , et en particulier, de l'estimation généreuse qu'elle fait des liquides extra-cellulaires. Nous avons constaté chez 8 sujets normaux et chez 8 sujets insuffisants rénaux, un rapport volume de distribution du ^{82}Br à la 6e heure / volume de distribution du ^{24}Na à la 24e heure, sensiblement égal à 0,91. Cette valeur est anormalement élevée, si l'on se réfère aux compartiments que doivent théoriquement explorer ces deux traceurs. Elle est une conséquence de l'intrusion du brome dans les hématies, le tissu conjonctif, et l'eau transcellulaire. Les facteurs de correction que nous avons utilisés pour la pénétration dans les hématies sont probablement insuffisants (1,8 % de la dose au lieu de 5 à 8 %, selon les données de notre expérience la plus récente). En revanche, le brome ne franchit que difficilement la barrière hémato-encéphalique.

La période que nous avons retenue pour l'équilibre du traceur a été de 6 heures. Tous les auteurs sont d'accord pour estimer que l'homogénéisation est acquise après le 3me heure, y compris chez les sujets oedémateux. Après la 6me heure, le passage cellulaire de ^{82}Br ne peut que s'exagérer et fausser davantage la mesure des liquides extra-cellulaires.

b) La mesure de la densité ionique des liquides extra-cellulaires nous a été fournie par l'électrolytémie totale du sérum. Celle-ci peut, en effet, être tenue pour tout à fait représentative de l'électrolytémie des liquides extra-cellulaires en général (154 meq de cations par litres de plasma, contre 152 meq par litre dans les liquides interstitiels selon F.R.Pitts). Nous avons donc calculé l'électrolytémie selon la formule habituelle [(concentration de Na) + 13 meq] x 2, ces 13 meq représentant la somme de 4 meq K^+ + 5 meq Ca^{++} + 3 meq Mg^{++} et 1 meq d'oligo-éléments cationiques. Nous avons négligé en première approximation le fait que la dissociation électrolytique est exagérée par la dilution du sérum au centième rendue nécessaire par la photométrie de flamme. Selon Edelman (communication orale), l'électrolytémie libre mesurée expérimentalement ne doit être supérieure à l'électrolytémie réelle que d'environ 1 %.

II - DONNEES TECHNIQUES -

1°) Chacun des sujets examinés à jeun depuis 12 heures, a absorbé le matin à 8 Heures 30, 26 micro-curies de 82 Br préparé par le C.E.A. Saclay. Pendant la période d'équilibre de 6 heures, toutes les urines étaient soigneusement conservées et au terme de cette période, un prélèvementsanguin effectué pour mesure d'activité sérique, et un ionogramme sanguin. La mesure de l'impédance était pratiquée autour de la 3e heure suivant l'ingestion de la dose.

La formule utilisée au laboratoire pour calculer le liquide extra-cellulaire tient compte de l'activité d'une source standard (aliquote), de l'excrétion urinaire, de l'activité sérique, mais aussi de l'eau sérique, du facteur de Gibbs-Donnan, de la proportion relative présumée de sérum et de liquides interstitiels dans les LEC, et de la pénétration de 82 Br dans les hématies. Cette formule est la suivante :

$$\text{LEC} = \frac{\text{Activité source standard} - [(1,8 \text{ standard}) + (\text{activité urines})]}{\text{Activité 1 ml plasma}} \times 0,905$$

Chaque source standard a été constituée en triple, chacune de ces dilutions ainsi que chacun des deux échantillons de sérum ont été comptés en double.

La technique de comptage utilisée au laboratoire consiste à mesurer avant et après chaque échantillon, une même source standard, et à utiliser le quotient des valeurs successives du standard; ce quotient tient compte à la fois de la décroissance radioactive et des fluctuations éventuelles de comptage dues à l'appareillage.

2°) Paramètres -

Notre étude a été effectuée en 3 étapes :

- a) nous avons procédé d'abord à une comparaison statistique des valeurs de l'impédance à 1 Kc avec les masses ioniques, appréciées chez 42 sujets témoins. Ces témoins avaient été, à dessein, choisis au hasard; cet échantillon peut être, à notre avis, considéré comme représentatif d'une population plus importante. Tous les attributs morphologiques figuraient dans ce groupe qui ne comportait que des individus soigneusement triés du point de vue métabolique, c'est-à-dire sans déséquilibre hydroélectrolytique.

- b) dans un second temps, l'étude a intéressé 20 sujets porteurs d'oedèmes généralisés, cardiaques, néphrotiques et cirrhotiques(avec ascite).

- c) II de ces derniers sujets ont pu être (non sans difficultés de réalisation pratique) mesurés avant et après cure de leurs oedèmes par des salurétiques. Dans tous ces cas, les variations pondérales ont été soigneusement notées chaque jour. Parallèlement, les ionogrammes urinaires étaient pratiqués quotidiennement, et les ionogrammes sanguins tous les trois jours.

III - IMPEDANCE ET COMPOSITION CORPORELLE DES SUJETS NORMAUX -

a) Nous avons procédé à la recherche de la corrélation entre l'impédance à 1 Kc et m_i ou plus exactement à l'étude de la relation :

$$Z(f) = \frac{1}{m_i}$$

Le coefficient de corrélation est $r = + 0,36$ pour $n = 42-2$ degrés de liberté. Celui-ci est significatif ($0,01 < P < 0,02$) (tableau IV).

Ainsi peut être affirmé statistiquement le fait expérimental d'une variation en sens inverse de l'impédance à 1 Kc et de la masse ionique. Il faut noter que cette corrélation est relativement lâche, et qu'elle ne permet pas le calcul et l'utilisation d'une droite de régression.

b) Nous avons tenté d'améliorer le degré de cette corrélation en introduisant dans le deuxième membre de l'identité les critères anthropométriques conditionnant l'impédance ainsi que nous l'avions précédemment établi. Il nous paraissait logique d'imaginer que les dimensions du conducteur intervenaient en même temps que la masse ionique. En réalité, la corrélation $Z(f) \frac{T}{C} \cdot \frac{I}{M_i}$ n'est pas significative $r = + 0,28$ ($0,05 < P < 0,10$).

Il ne peut s'agir que d'un hasard d'échantillonnage et d'une des surprises que révèle la pratique des statistiques. (Les calculs de cette corrélation ont été menés à trois reprises).

c) Cette dernière constatation est d'autant plus curieuse que la relation suivante $Z(f) = \frac{T}{m_i C}$ étudiée sur le même échantillon nous a fourni une corrélation nettement significative $r = +0,41$ ($0,001 < P < 0,01$) (Tableau IV).

d) Nous avons par la suite fait l'essai systématique d'un grand nombre de critères parmi lesquels :

$$Z(f) = \frac{T \times C}{m_i} \quad r = + 0,23$$

?

$$Z(f) = \frac{(T \times C)^2}{m_i} \quad r = + 0,29$$

$$Z(f) = \frac{T \times m_l}{C} \quad r = + 0,32$$

Comme on le voit, ces différentes combinaisons n'améliorent pas la valeur de la corrélation.

e) L'étude systématique que nous avons entreprise nous a fait finalement retenir $Z(f) = \frac{C^2 T}{m_l}$ avec un coefficient de corrélation très significatif $r = + 0,66$ ($P < 0,001$) (tableau IV). Le caractère hautement significatif de ce coefficient est dû à l'importance de l'effectif qui était de 42 sujets testés.

Nous avons essayé d'interpréter a posteriori le sens de cette relation. La proportionnalité directe à T s'explique aisément par la distance entre électrodes, la proportionnalité inverse à la masse ionique par le nombre des ions libres susceptibles de conduire le courant: C^2 qui figure au numérateur ne doit pas être considéré obligatoirement comme ayant les dimensions d'une surface.

L'élévation au carré de certaines circonférences comme celles du poignet, du biceps, de la cheville, etc .. a permis à BEHNKE qui combine ces valeurs à la taille, de retrouver le poids corporel de l'individu, et non pas son volume.(cf.1)

Quoiqu'il en soit l'expression $C^2 T$ qui possède apparemment les dimensions d'un volume fournit une image simple anthropométrique quoique probablement inexacte de la forme du conducteur.

Dans ce même groupe des sujets témoins ($n = 42$), nous avons recherché si les deux coefficients de corrélation :

$$\begin{aligned} Z(f) m_l^{-1} & \quad r_1 = + 0,36 \quad \text{et} \quad , \\ Z(f) C^2 T m_l^{-1} & \quad r_2 = + 0,67 \end{aligned}$$

étaient ou non significativement différents (tableau V). La transformation des coefficients r en coefficients z , et l'utilisation du test t (grâce aux tables de Fischer and Yates) prouve le caractère non ou très peu significatif de la différence observée ($0,05 < P < 0,10$).

(1) - $D^2 \times T \times 0,111 = P$ formule de Behnke permettant le calcul du poids corporel.

IV - EXTENSION DE LA METHODE A UN GROUPE DE SUJETS OEDEMATEUX -

La recherche de la même corrélation $Z(f) C^2 T m_l^{-1}$ a été pratiquée dans une population hétérogène faite des 42 témoins précédemment étudiés et de 20 sujets oedémateux. Le nouveau coefficient de corrélation est $r_3 = + 0,85$ ($P \ll 0,001$).

Le passage du r au z tend à montrer que les valeurs de ces deux coefficients sont significativement différentes ($0,02 < P < 0,05$), (tableau V).

La valeur élevée de ce dernier coefficient autorise le calcul de l'équation de la droite de régression qui est :

$$Y = 131,74 x - 144,73$$

Dans cette équation de la forme $y = nx + \xi$, apparaît une valeur négative de l'ordonnée à l'origine. Cette constatation nous suggère que la courbe représentative de la fonction $Z(f) C^2 T. m_l^{-1}$ est une hyperbole dont le sommet passe par l'origine des axes. Il est possible que la courbe que nous avons étudiée, expérimentalement, et que nous avons assimilée à une droite, soit la tangente à cette courbe. En tout état de cause, la corrélation n'est pas suffisamment élevée pour que nous ayons crû bon de nous attacher à la recherche d'une régression curviligne plutôt que linéaire.

On peut montrer simplement que la dispersion de cette distribution est encore trop importante pour espérer utiliser dans la pratique les résultats précédents; un calcul simple d'erreurs peut être présenté en utilisant les résultats que nous avons obtenus sur nous-mêmes.

Pour une valeur $C^2 T m_l^{-1}$ de 10,343 les valeurs graphiques extrêmes de Z pourraient être de 1350 et 1075 ohms. L'incertitude relative est alors de 11,3 %, valeur encore trop élevée pour une méthode expérimentale, en particulier, pour une méthode physique.

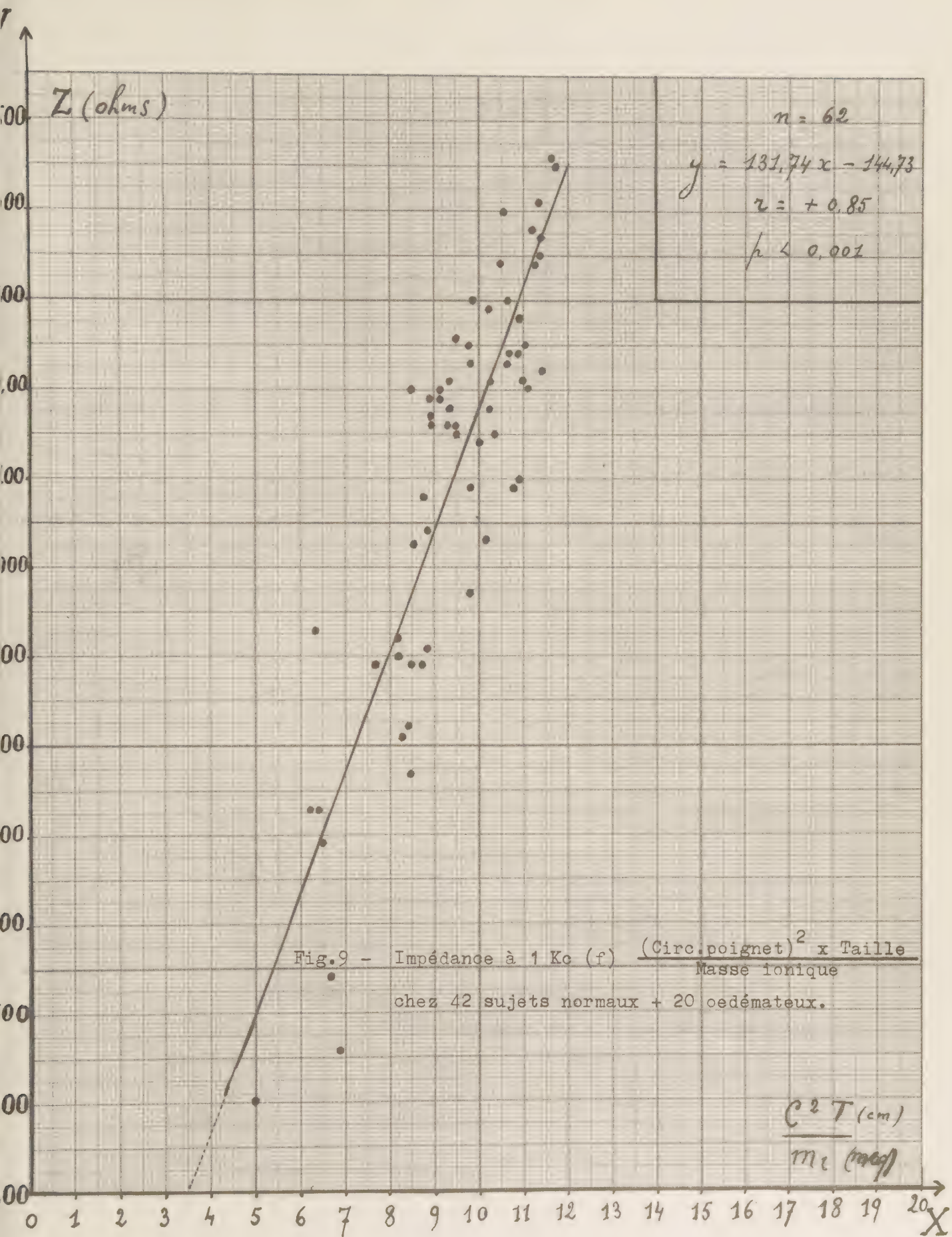
On constate que l'introduction dans cette étude, d'un groupe de sujets pathologiques (oedémateux) améliore de manière relativement significative le degré de corrélation entre l'impédance d'une part, une valeur complexe d'autre part, dans laquelle figure :

- TABLEAU IV -

Corrélations étudiées	Effectif	r	p
$Z(f) \frac{I}{m_l}$	42 (témoins)	+ 0,36	$0,01 < P < 0,02$
$Z(f) \frac{T}{C} \frac{I}{m_l}$	42 (témoins)	+ 0,28	$0,05 < P < 0,10$
$Z(f) \frac{T}{m_l}$	42 (témoins)	+ 0,41	$0,001 < P < 0,01$
$Z(f) \frac{T}{\text{Vol. extra-cell.}}$	42 (témoins)	+ 0,38	$0,01 < P < 0,02$
$Z(f) \frac{C^2 T}{m_l}$	42 (témoins)	+ 0,67	$P < 0,001$
$Z(f) \frac{C^2 T}{m_l}$	62 (témoins) + oédémateux	+ 0,85	$P \ll 0,001$

- TABLEAU V -

Echantillons	Corrélations	Effectif	r	z	t
Témoins	$Z(f) \frac{I}{m_l}$	42	$r_1 = +0,36$	$z_1 = 0,376$	$t = 1,920$ $(0,05 < P < 0,10$ non ou très peu significatif
Témoins	$Z(f) \frac{C^2 T}{m_l}$	42	$r_2 = +0,67$	$z_2 = 0,810$	
Témoins	$Z(f) \frac{C^2 T}{m_l}$	42	$r_2 = +0,67$	$z_2 = 0,810$	$t = 2,226$ $0,02 < P < 0,05$ relativement significatif
Témoins + oédémateux	$Z(f) \frac{C^2 T}{m_l}$	62	$r_3 = +0,85$	$z_3 = 1,255$	



- la taille (T)
- un indice morphologique (C^2)
- la masse du conducteur présumé (m_1)

Bien que nous ayons conduit cette recherche sur une population plus diversifiée et plus hétérogène que la précédente. Nous avons pu obtenir une corrélation plus étroite. Cette constatation nous paraît plaider en faveur du pouvoir de résolution et de validité physio-pathologique de la méthode.

V - VARIATIONS SIMULTANÉES DE L'IMPÉDANCE ET DE LA MASSE IONIQUE -

Cette étude a été réalisée chez 11 sujets oedémateux traités par les salurétiques. La mesure des liquides extra-cellulaires par le ^{82}Br a été effectuée avant tout traitement, et dans le même temps étaient enregistrées les valeurs de l'impédance et du poids. Le traitement déplétif était alors entrepris. A la fin de celui-ci, et dans la mesure du possible, quand le sujet ne présentait plus d'oedèmes, c'est-à-dire dans un intervalle de temps de 8 à 15 jours, nous avons procédé à une deuxième série de mesures identiques aux précédentes.

Nous avons pu, de la sorte, comparer les variations des trois valeurs : Masse ionique, Poids, Impédance.

Les résultats bruts figurent sur deux graphiques qui portent :

- 1 - en ordonnée l'impédance,
- 2 - en abscisse, sur la figure N°10, la masse ionique, sur la figure N°13 le poids.

Les résultats sont représentés au moyen de vecteurs, qui indiquent donc à la fois le sens de la variation et son amplitude. Nous voyons, par l'étude de ces vecteurs que :

- 1°) dans tous les cas, à une réduction de la masse ionique, correspond une élévation des valeurs de l'impédance,
- 2°) une variation de même sens est observée sur le diagramme qui représente les modifications simultanées du poids corporel et de l'impédance.

Sur chacun des diagrammes sont représentés 11 vecteurs dont la pente diffère sensiblement. Nous considérerons dans ce qui va suivre les liquides extra-cellulaires plutôt que la masse ionique laquelle ne peut pas être comparée avec le poids. Il est postulé qu'un litre d'œdèmes pèse 1 kilogramme.

Les valeurs qui décrivent l'évolution des liquides extra-cellulaires en fonction de l'impédance soit : $\frac{d \text{ L.E.C.}}{d Z}$, sont caractérisées par: (fig 12)

$$\bar{x} = 1,58 \%$$

$$\sigma = 0,6858 \%$$

(extrêmes expérimentaux 0,84 - 3,09 %)

Ceci revient à dire qu'en moyenne, le liquide extra-cellulaire perdu est de 1 litre,500 par gain de 100 ohms.

Parallèlement $\frac{d P}{d Z}$ peut être caractérisée par sa moyenne 1,52 % et sa déviation standard $\sigma = 0,719 \%$ (extrêmes expérimentaux 0,31 - 2,44 %).

Cela signifie qu'en moyenne à la perte de 1 kilogramme 500 de poids corporel correspond un gain de 100 ohms.

Nous nous sommes alors demandé si l'évolution du poids et des liquides extra-cellulaires était rigoureusement identique au cours de la cure de ces œdèmes. Une réponse à cette question était susceptible de nous éclairer sur la fidélité de la méthode utilisée pour mesurer les liquides extra-cellulaires. Nous avons, dans ce but, recherché la corrélation entre la "déviations" (1) du poids corporel $\Delta P^{\text{kilog.}}$ ($= P_1 - P_2$) et la "déviations" des liquides extra-cellulaires $\Delta \text{ L.E.C. litres}$ ($= \text{L.E.C.}_1 - \text{L.E.C.}_2$)

Le coefficient de corrélation trouvé est très élevé : $r = + 0,94$. Il est très significatif ($p < 0,001$) (Fig 13).

Nous avons voulu rechercher la conformité de ce paramètre expérimental répondant à la fonction $Y = bx + \epsilon$ avec la distribution théorique idéale dans laquelle $b = 1$, $\epsilon = 0$, $y = x$

(1) - Nous avons délibérément choisi le mot "déviations" pour l'opposer à "variation". A cet anglicisme aurait pu être substitué l'usage du terme "écart", équivalent statistique d'une "différence" arithmétique.

Nous avons recherché, pour ce faire, la dispersion de la régression.

Calcul de la dispersion de la régression -

Du théorème des écarts de la régression, on tire la formule suivante, d'après G.Barbensi (1):

$$\sum (y - \hat{y})^2 = \sum (y - \bar{y})^2 - \frac{[\sum (x - \bar{x}) \cdot (y - \bar{y})]^2}{\sum (x - \bar{x})^2}$$

Où x et y = valeurs expérimentales qui se correspondent.

$\hat{y}$ = valeur théorique de y tirée de l'équation de la droite de régression.

Dans notre cas :

$$\sum (y - \hat{y})^2 = 136,55 - \frac{(105,23)^2}{97,17} = 15,09$$

- variance de la régression $S_{y/x}^2 = \frac{15,09}{N-2} = \frac{15,09}{9} = 1,6766$

- écart type : $S_{y/x} = \sqrt{1,6766} = 1,295$
de la régression

Les limites de l'intervalle de confiance sont(en valeur absolue)

$$2,228 \cdot (1,295) = 2,88$$

(2,228 = t pour 10 degrés de liberté).

Si l'on trace deux droites parallèles à la droite théorique, à la distance $\pm 2 \sigma$ (fig. 43), dans la zone ainsi délimitée, se trouvent 95 % des points expérimentaux.

La bissectrice du plan de la fig. 43 représentative de la fonction $y = x$ est entièrement comprise dans les limites des intervalles linéaires de confiance de la droite de régression. Ainsi, peut être affirmée une première fois la conformité de la distribution expérimentale à la distribution théorique $\Delta P(y) = \Delta LEC(x)$, c'est-à-dire $y = 1,15 x - 0,366$ à $y = x$.

Ceci revient encore à dire que la perte de poids a toutes chances d'être expliquée par une perte de liquide extra-cellulaire.

(1) Barbensi(G) - Metodologia statistica applicata alle scienze biologiche - Valsalva edit.-Firenze (1962).

De la même manière peut être calculée la
Dispersion du coefficient de régression ($S^2_{y/x}$ = variance de la régression)

$$S^2_{b_{y/x}} = \frac{S^2_{y/x}}{\sum (x - \bar{x})^2} \quad \text{où } S_{y/x}^2 = \text{variance de la régression,}$$

$$\text{d'où } Sb_{y/x} = \frac{S_{y/x}}{(x - \bar{x})^2}$$

$$\text{dans notre cas : } \frac{1,295}{91,17} = 0,1356$$

$$b = 0,1356 \times 2,228 = 0,30$$

Les limites de l'intervalle de confiance sont :

$$1,15415 \pm 0,30 \text{ pour un risque de } 5 \%$$

- En prenant la formule :

$$t = \frac{b_{y/x} - \beta}{Sb_{y/x}} \quad \beta = \text{coefficient de régression théorique.}$$

si $\beta = 1$

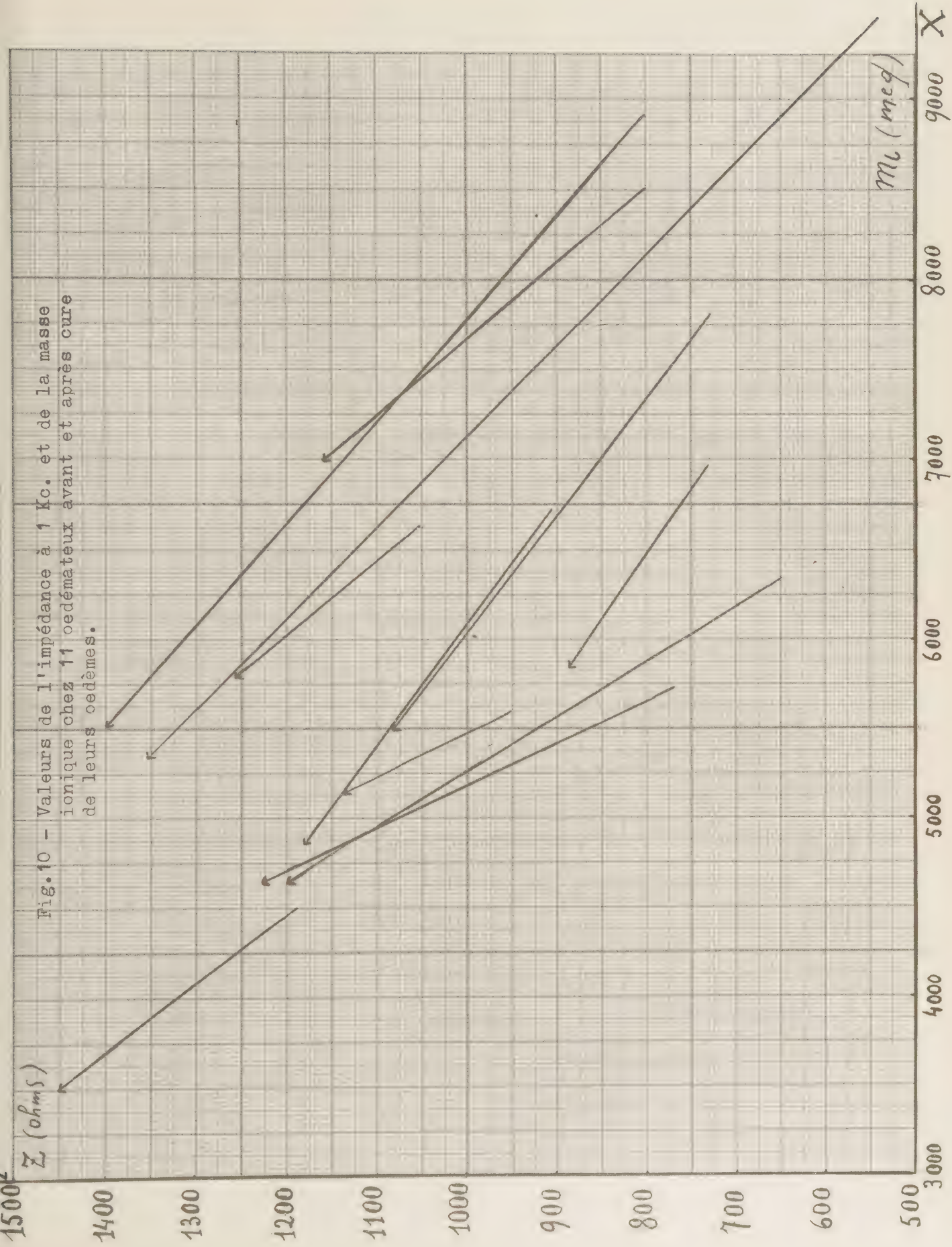
$$t = \frac{1,15415 - 1}{0,1356} = \frac{0,1542}{0,1356} = 1,14$$

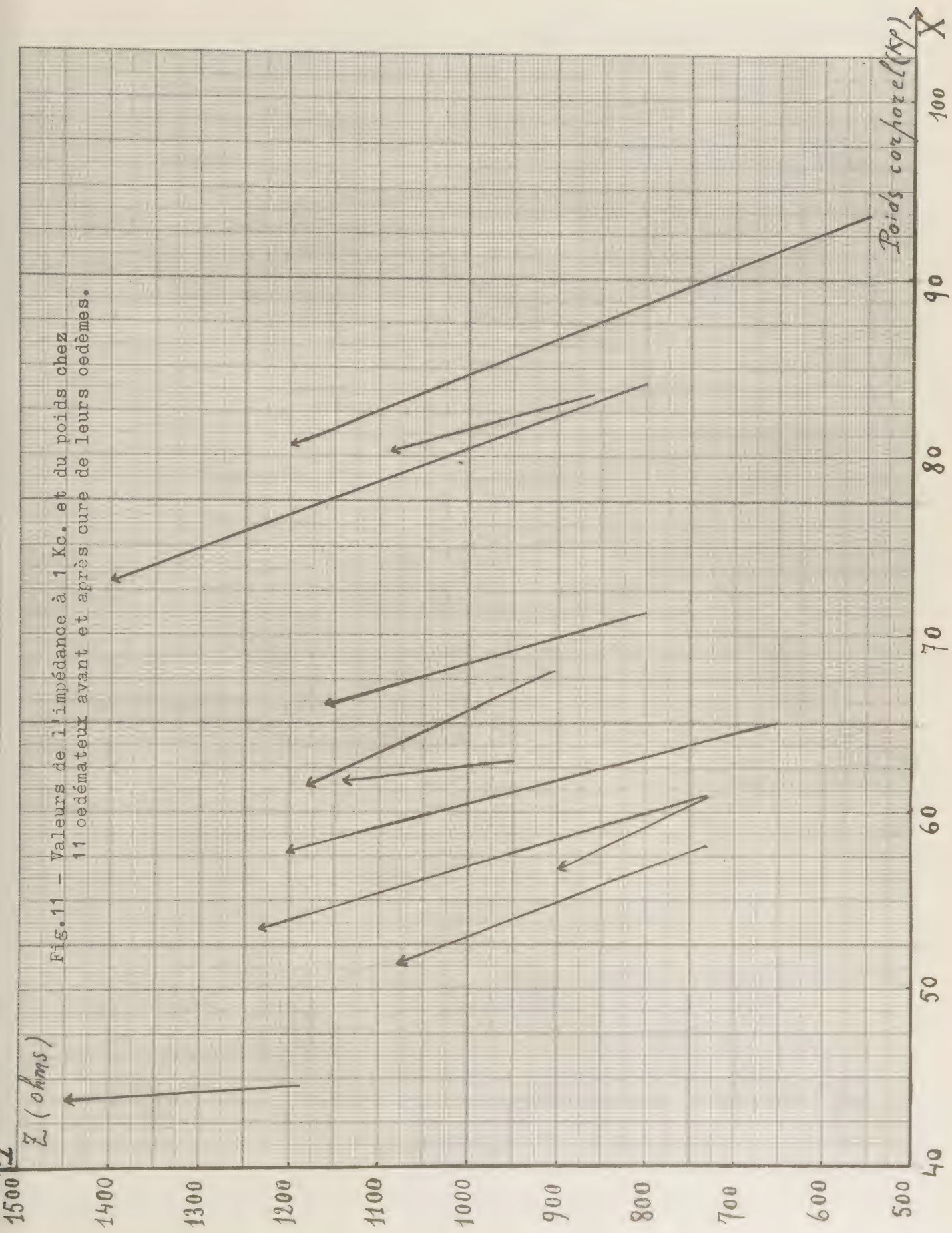
1,14 n'est pas significatif pour l'effectif considéré.

Le coefficient de régression expérimental, soit 1,15, n'est donc pas significativement différent du coefficient théorique $\beta = 1$.

- Existe-t-il une proportionnalité entre les variations des liquides extra-cellulaires et les variations de l'impédance? entre les variations pondérales et les variations de l'impédance? Cette proportionnalité est-elle plus rigoureuse lorsqu'on prend en considération les liquides extra-cellulaires plutôt que le poids corporel?

Nous avons abordé mathématiquement ce problème en analysant le degré de parallélisme des vecteurs entre eux à l'intérieur de chacune des deux distributions. A priori plus la variance est faible, plus le degré de parallélisme est important. Aussi, avons-nous comparé les deux familles de vecteurs par l'analyse des variances estimées de Snedecor.





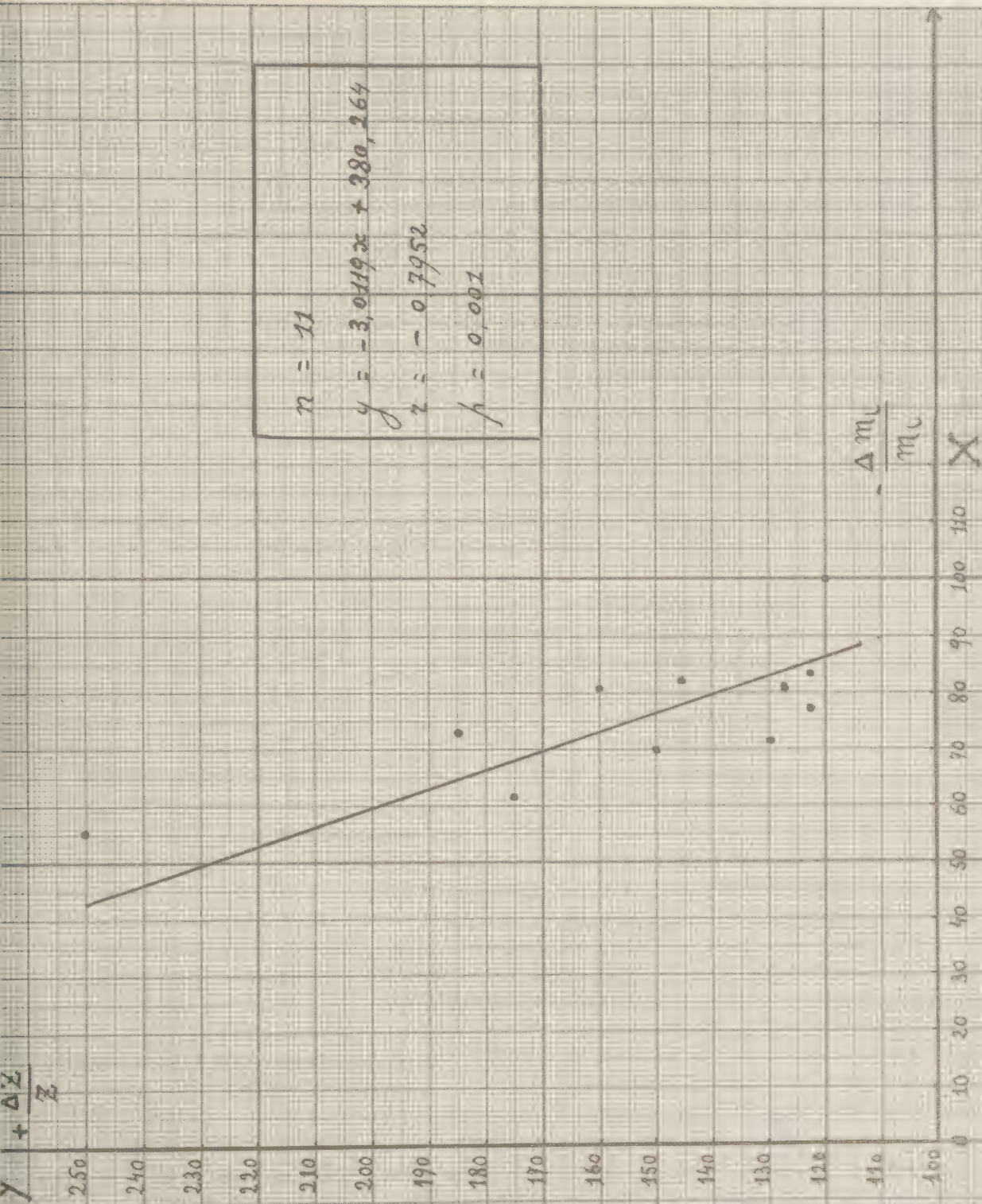


Fig. 12 - Variations de l'Impédance à 1 Kilo cycle et de la
 Masse ionique extra-cellulaire engendrée par la cure d'œdèmes.

Y
 $\Delta P = (P_1 - P_2)$
en Kg

14

13

12

11

10

9

8

7

6

5

4

3

2

1

0

1

2

3

4

5

6

7

8

9

10

11

12

13

14

$$n = 11$$

$$y = 1,15415x - 0,36672$$

$$r = +0,9429$$

$$p < 0,001$$

$$\Delta LEC = (LEC_1 - LEC_2)$$

en g

X

Variations du Poids et des Liquides extra-cellulaires engendrées par la cure d'oedèmes.

Fig. 13.

Le rapport F 1-2, égal à 1,099, n'est pas significatif pour les effectifs considérés au coefficient de sécurité 95 %.

Nous en concluons que le degré de proportionnalité entre l'impédance et le volume extra-cellulaire n'est pas supérieur au degré de proportionnalité entre l'impédance et le poids corporel.

Ainsi avons-nous dû constater que les fluctuations des pentes autour de la pente moyenne constituaient des phénomènes aléatoires et n'avons-nous pas pu démontrer une réduction de la dispersion des pentes avec l'intervention du poids corporel, facteur qui était supposé introduire un des facteurs anthropométriques conditionnant l'impédance. En somme, le comportement de l'impédance vis à vis des deux critères doit être considéré comme analogue.

Nous avons, enfin, recherché les corrélations entre les variations de la masse ionique $\frac{\Delta m_i}{m_i}$ et les variations de l'impédance $\frac{\Delta Z}{Z}$; le coefficient de corrélation est de - 0,79, soit pour $n = 11 - 2 = 9$ $0,001 < P < 0,01$.

L'équation de la droite de régression est
 $y = - 3,012 x + 380$.

L'analyse de cette équation montre tout d'abord qu'il existe une ordonnée à l'origine très différente de zéro (+ 380%). Ceci signifie qu'il n'y a jamais de proportionnalité simple entre les variations de l'impédance d'une part, et les variations de la masse ionique d'autre part. Autrement dit, l'impédance n'est pas seulement conditionnée par la masse ionique, mais d'autres facteurs interviennent, responsables du décalage par rapport à l'origine des axes et qui sont des facteurs anthropométriques auxquels seraient reliées les dimensions du conducteur.

Nous avons voulu montrer par là qu'une définition précise de ces facteurs s'impose avant de pouvoir utiliser la méthode pour chiffrer les variations de la masse ionique extra-cellulaire.

- Annexe N° 1 -

Essai d'utilisation pratique de la Méthode

A titre d'exemple, nous avons choisi de calculer à l'aide de l'équation de la droite de régression tirée de la relation $Z(f) \frac{C^2 T}{m}$ ($r = + 0,85$, 62 sujets) , la valeur de notre propre volume extra-cellulaire.

Nos mensurations étaient les suivantes :

$$T = 178 \text{ cm.}$$

$$C = 17,5 \text{ cm.}$$

De l'équation de la droite de régression,

$$\hat{y} = 131,74 x - 144,73 , \text{ on tire } C^2.T = 54512,5$$

Si nous assimilons $\hat{y}$ et y expérimental (mesuré=1150 ohms)

$$1150 = 131,74 \cdot \frac{54512,5}{m_L} - 144,75$$

$$\text{d'où } m_L = 5546 \text{ meq}$$

- Comme l'électrolytémie mesurée était de 310 meq %

$$\text{L.E.C.} = \frac{5546}{310} = \underline{\underline{17,89 \text{ litres}}}$$

- Or la valeur de ce volume extra-cellulaire mesurée à l'aide du 82 Br était de 17,111 l.

- L'incertitude relative est donc de 2,2 % .

Cette démonstration laisse imaginer au lecteur les brillants résultats que l'on peut attendre de cette méthode, lorsqu'aura pu être établie une excellente corrélation entre l'impédance et des critères anthropométriques susceptibles d'être déterminés.

- Annexe N° 2 -

De l'insuffisance des critères anthropométriques utilisés
dans cette Etude

Nous avons eu l'occasion (chapitre II) de souligner l'insuffisance du quotient, taille/circonférence du poignet comme base d'un réseau de référence destiné au calcul d'une impédance théorique. En effet, en dépit d'une corrélation significative entre ces deux variables ($0,01 < P < 0,02$), la dispersion de la distribution autour de la droite de régression nous avait paru importante.

C'est ce dernier caractère que nous voulons maintenant apprécier quantitativement. En d'autres termes, quelle est l'amplitude de la dispersion autour de la droite de régression? quelle est la signification de cette amplitude? Et enfin, la dispersion est-elle suffisamment importante pour devoir renoncer à $\frac{T}{C}$?

Pour répondre à ces questions, nous avons calculé les "ceintures de confiance" (confidence belts) (fig. 14), selon la méthode préconisée par Snedecor. L'opération se déroule en trois temps:

- calcul de la déviation standard de la régression (soit $Sy-x$) pour toutes les valeurs expérimentales de X ($= \frac{T}{C}$).

- calcul de la même déviation standard, lorsque la valeur expérimentale de x , différente de $\bar{x}$, est considérée comme une deuxième source possible de variation; cette déviation standard s'écrit alors Sy .

- calcul des intervalles de confiance pour quelques valeurs de x , réparties de part et d'autre de $\bar{x}$. L'intervalle se calcule comme le produit de Sy par la valeur de t (Student Fisher), pour le nombre de degrés de liberté considéré, et la sécurité désirée.

Nous avons reporté sur le tableau n°6 les valeurs obtenues à la suite de nos calculs.

Dans le but d'apprécier quantitativement la dispersion de la régression, nous nous sommes cru autorisé à calculer un

coefficient de variation de la régression à partir de S_y et $\hat{y}$.
Dans notre esprit, le coefficient de variation représente un indice de la dispersion de la régression, plus faible est le coefficient de variation, plus proche de la linéarité est la distribution, plus utilisable avec sécurité est l'équation générale de la régression.

A titre d'exemple, considérons maintenant deux cas particuliers :

I - notre propre cas, caractérisé par les paramètres suivants :

- Taille : 178 cm.
- circonf. poignet : 17,5 cm.
- T/C : 10,1
- Z expérimental : 1050
- $\hat{Z}$: 1047,88
- intervalles de confiance de $\hat{Z}$ = $\begin{matrix} 910,13 \\ 1185,63 \end{matrix}$

Par un heureux hasard, la valeur théorique de l'impédance se superpose à la valeur expérimentalement trouvée. Cependant la dispersion des valeurs théoriques susceptibles d'être retenues est beaucoup plus importante; elle peut être exprimée par le coefficient de variation 6,4 % ou par l'incertitude relative 13,14%.

Les deux valeurs -on nous accordera ce point- sont nettement trop élevées pour une mesure physique.

2 - Cas de Mr. A.Thomasset :

- Taille : 180 cm.
- Circonf. poignet : 17,25
- T/C : 10,4
- Z expérimental : 1150
- $\hat{Z}$: 1072,53
- Intervalles de confiance de $\hat{Z}$: $\begin{matrix} 933,21 \\ 1211,85 \end{matrix}$

L'impédance expérimentale diffère de l'impédance théorique de près de 80 ohms, mais surtout les valeurs de l'impédance théorique qu'il aurait été possible de retenir s'étagent de 933 à 1211 ohms ce qui s'exprime par un coefficient de variation de 6,3 % ou une in-

- TABLEAU N° 6 -

(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
X	$\hat{y} - (t \cdot S_y)$	$\hat{y}$	$\hat{y} + (t \cdot S_y)$	$\sqrt{\quad} (\%)$	$\frac{\Delta}{2 \hat{y}} (\%)$
9,5	856,55	998,57	1140,59	6,9	14,22
9,7	875,47	1015,01	1154,55	6,67	13,75
9,9	893,34	1031,44	1169,54	6,50	13,39
10,1	910,13	1047,88	1185,63	6,38	13,14
10,4	933,21	1072,53	1211,85	6,30	12,99
10,6	947,22	1088,96	1230,50	6,31	12,99

Quelques paramètres des ceintures de confiance de la régression de Z en T/C.

X = valeurs expérimentales de T/C

$\hat{y}$ = valeur théorique de y tirée de l'équation de la droite de régression

S_y = déviation standard de la régression

v = coefficient de variation = $\frac{S_y}{y}$

t = valeur des tables de Student-Fisher pour (27-2) degrés de liberté et une sécurité de 95%, soit 2,060

$\frac{\Delta}{2 \hat{y}}$ = Incertitude relative susceptible d'affecter les valeurs de y tirées de l'équation de la droite de régression
 $\Delta = (4) - (2).$

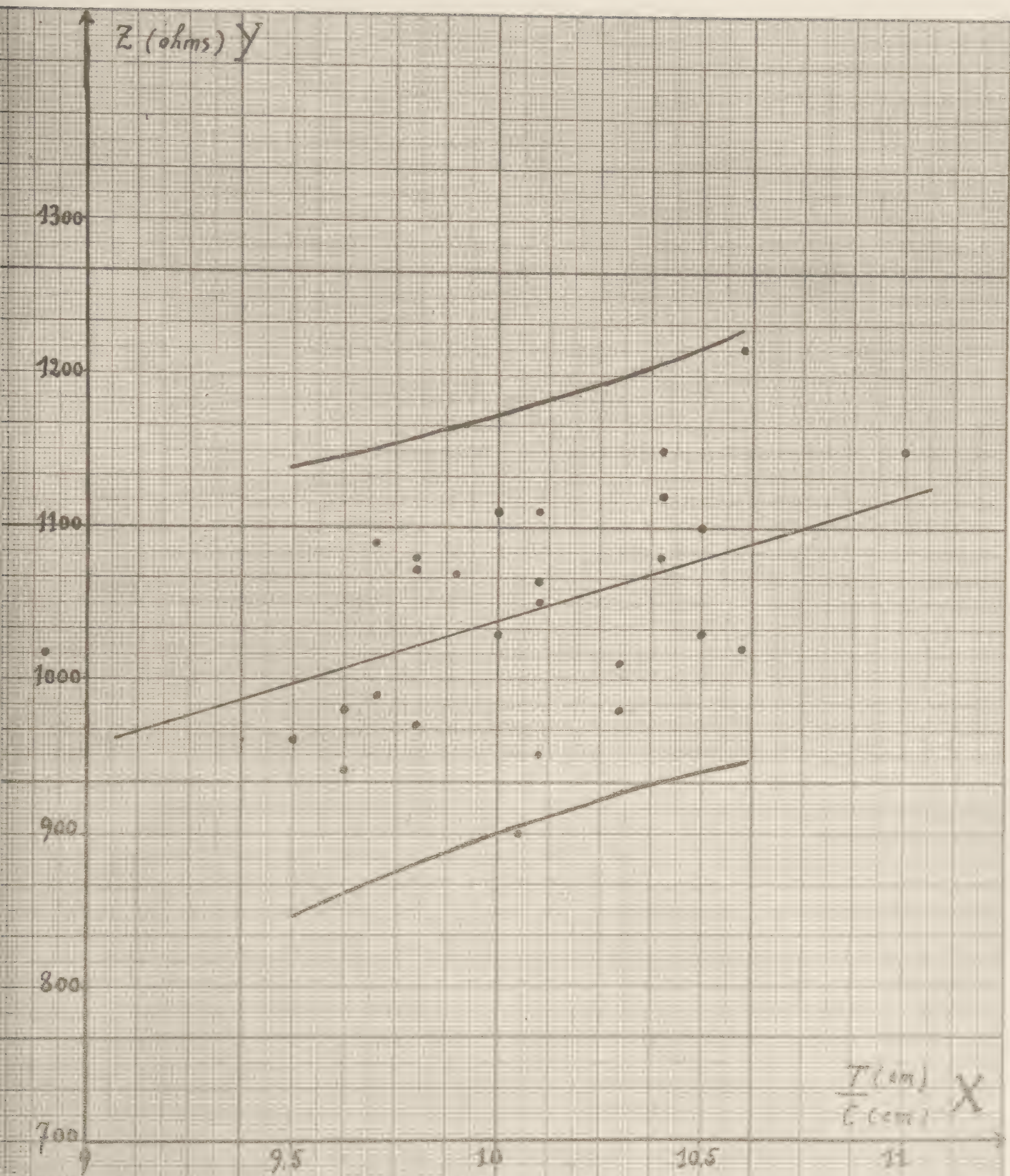


Fig. 14 - Ceintures de confiance de la relation $Z(f) \frac{I}{C}$ (27 sujets)

titude relative de 13 %.

Remarquons que les ceintures de confiance tracées sur la fig.6 englobent 25 cas sur 26, soit 96 % à opposer au pourcentage théorique de 95 % retenu dans le choix de la valeur du coefficient t de Student-Fisher. Comme le laissait encore prévoir la théorie, les intervalles de confiance sont les plus faibles pour une valeur de X (T/C) compris entre 10,00 et 10,10 alors que la moyenne était de 10,06.

L'incertitude relative globale est de l'ordre de 13 à 14%. Bien que nous ne nous soyons pas placés dans les conditions optimales d'observation, bien que cet échantillon puisse ne pas être tenu pour totalement représentatif d'une plus large population, nous pensons :

- 1°) qu'une telle incertitude est encore trop importante pour une méthode d'investigation bio-physique,
- 2°) qu'il est indispensable de rechercher d'autres critères anthropométriques de référence tels qu'entre eux et l'impédance I_{kc} surgissent une corrélation plus élevée et un degré suffisant de linéarité.

- C O N C L U S I O N S -

I - Un courant alternatif de $100 \mu A$ à la fréquence de 1 Kc, appliqué in vitro à une colonne de sang, est transporté par les ions du sérum et ne franchit pas la membrane globulaire. Un raisonnement analogique laissait supposer qu'in vivo, chez l'homme, le passage du même courant entre 2 électrodes sous-cutanées, main-pied controlatéral, s'effectuait en dehors de la phase cellulaire et à travers un conducteur liquide dont la géométrie ne pouvait cependant être définie. Aussi, renonçant à une vérification physique directe de notre hypothèse, avons-nous recherché des dépendances statistiques entre l'impédance (ou résistance offerte au courant) et la masse des ions conducteurs des liquides extra-cellulaires.

2 - La valeur de l'impédance n'est que médiocrement conditionnée par le poids corporel. Par contre, l'étude systématique de certains paramètres morphologiques a permis d'établir des corrélations significatives, en particulier entre Impédance 1Kc et le rapport Taille (T)/ Circonférence du poignet; la signification n'est pas accrue par la substitution de T^2 à T, du poids corporel ou encore de la surface à la circonférence du poignet. Les critères anthropométriques étudiés jusqu'ici permettent de calculer une valeur théorique de l'impédance encore imprécise, mais proche de l'impédance mesurée expérimentalement.

3 - La masse ionique extra-cellulaire étant appréciée comme le produit des liquides extra-cellulaires (L.E.C.) par l'électrolytémie totale, des mesures des L.E.C. par la dilution isotopique de ^{82}Br ont été effectuées en même temps que la recherche de l'impédance chez 42 témoins et 20 oedémateux, avant et après cure des oedèmes. La corrélation, hautement significative chez les témoins, entre impédance 1 Kc d'une part, taille, tour de poignet et masse ionique extra-cellulaire d'autre part, est encore améliorée par l'adjonction

des sujets oedémateux au groupe témoin; cette constatation plaide pour la validité physio-pathologique de la méthode. Nous avons enfin pu démontrer chez les sujets oedémateux une proportionnalité inverse entre les variations de la masse ionique extra-cellulaire ou poids corporel, et les variations de l'impédance.

Le Président de la Thèse :

Pr. CIER J.F.

Vu et permis d'imprimer
LYON, le 24 JUIN 1964

Le Recteur, Président du
Conseil de l'Université

VU, le Doyen :

J.F. CIER

P. LOUIS

- B I B L I O G R A P H I E -

I - ELECTRICITE -

- I - ADAY (WR), KADO(RT) and DIDIO (Y) UCLA 1962 - Impedance measurements in brain tissue of animals using microvolt signal -Experimental neurology 5-47-66 (1962)
- 2 - BLINKS (LR) - 1936 - J. Gen.Physiol. 20,229.
- 3 - BLONDEL - Les courants alternatifs (Baillièrè éd.1933)
- 4 - BRUHAT (C) - Cours d'électricité à l'usage de l'enseignement supérieur scientifique et technique (Masson éd.1929).
- 5 - COLE (KS) and CURTIS (HJ) - 1936 - Electric impedance of nerve and muscle in Cold Spring Harbor symposia on quantitative biology - Cold Spring Harbor.
- 6 - CURTIS and COLE 1937 - J.Gen.Physiology - 21 - 189 et 1938 - 21 - 757.
- 7 - DARMOIS - L'électron (P.U.F. 1947)
- 8 - DELHERM (L) - Nouveau traité d'électro-radiothérapie 3 vol. Masson et Cie - Tome I : Généralités physiques et biologiques.
- 9 - DJOURNO (A) - 1959- Intérêt pratique des courants de fréquence intermédiaire (Presse Méd. 60 - 1333)
- 10 - GILLARD - Etudes des variations de l'impédance cutanée chez l'homme en bonne santé et chez le malade (Actes IVe journée d'acupuncture -Clermont-Ferrand, p.301 -313)
- 11 - KRUSEN (P) - Physical Medicine. The employment of Physical Agents for Diagnosis and Therapy (846 pages Saunders Company 1942).
- 12 - LULLIES (H) - 1930 - Arch.gen. Physiol. 10,215.
- 13 - MENETRIER-PICARD - Rapport des mesures de résistivité des points maîtres d'acupuncture avec les diathèses et les régulations catholytiques (Actes IV-journées 283)

- 14 - MONTORSI (W) - GHIRINGHELL(C) - TIBERIO(G) et LAVORATO (F) - 1959 - La résistance électrique cutanée en tant que moyen de contrôle de la reprise fonctionnelle du sympathique après intervention chirurgicale (Presse med. 67,508)
- 15 - PHILLIPSON (M) - 1920 - C.R. Soc.Biol. 73, 1399.
- 16 - PHILLIPSON (M) - MENDELEEF (P) et PLATOUNOFF (C) 1924- Anaphylaxie cellulaire étudiée par la résistance électrique des tissus - C.R. Soc. Biol. 90, 373.
- 17 - NIBOYET - Nouvelles constatations sur les propriétés électriques des points chinois. In Bulletin de la Sté d' acupuncture N° 30, 4me Tr.1938.
- 18 - OLLIVIER (H) - Cours de physique générale (Hermann éd.)
- 19 - PLOUVIER (S) - Contribution à l'étude des variations de conductivité électrique de l'organisme aux courants alternatifs de basse fréquence. Revue d'Agressologie 1962 - III - N° 3 .
- 20 - REINBERG (A) et GHATA (I) - Rythmes et cycles biologiques -I vol. P.U.F. Coll.: Que sais-je ?
- 21 - ROMAN (M) - Ph. et Epilepsie
- 22 - SCHWANN and KAY - The conductivity of living tissues-Annals of the New York Academy of sciences -Vol.6, p.1007-1013 - New York 1957.
- 23 - SIMON et DOGNON - Précis de physique, collection du P.C.B. Masson, éd. 1947.
- 24 - STROHL (A) - 1946 - Précis de physique médicale - 1 vol. Masson et Cie-Paris.
- 25 - THOMASSET (A) - AUDIDIER (H) - ACHARD (A) et ROMAN(M) Etude pathogénique de l'épilepsie -Mesures objectives pouvant servir de bases. Journal de Médecine de Lyon - p.639 et suiv. - 5 - 7 - 1957.
- 26 - THOMASSET (A) - Propriétés bio-électriques des tissus. Mesure de l'impédance en clinique - Lyon Médical, 15 Juillet 1962.
- 27 - THOMASSET (A) - Propriétés bio-électriques des tissus. Appréciation par la Mesure de l'impédance de la Teneur ionique extra-cellulaire et de la teneur ionique intra-cellulaire en clinique.

- 28 - DANNIAOUI(A) - JOLY (R) - THOMASSET (A) - Surveillance de l'équilibre électrolytique au cours des traitements diurétiques majeurs par la méthode de l'impédance.

II - BIOMETRIE - STATISTIQUES -

- 1 - BAILEY (N) et DAVIS (FC) 1935 - Growth changes in bodily size and proportions during the first three years. A developmental study of sixty one children by repeated measurements . Biometrika, 27 (parts I et II) 26 - 87.
- 2 - BEHNKE Albert R - Anthrometric evaluation of body composition throughout life - Annals of the N.Y. Academy of sciences vol.'100 -Body composition Part.II p.450 - 464 -
- 3 - BEHNKE (A.R.) - 1961 - Anthropometric fractionation of body weight - J.Appl.Physiol.16 : 949 - 954.
- 4 - BEHNKE (A.R.) -GUTTENTAG (D.E.) et BRODSKY (C) 1959- Quantification of body weight and configuration from anthropometric measurements. Human Biol.31,213-234
- 5 - BEHNKE (A.R.) 1959 - The estimation of lean body weight from "skeletal " measurements. Human biol. 31 295 - 315.
- 6 - BEHNKE (A.R.) 1961 - Quantitative assessment of body build. J. Appl.Physiol. 16, 960-969.
- 7 - BOLING (E.A.) -TAYLOR (W.L.) -ENTERMAN (C) et BENHKE (A.R.) 1962. Total exchangeable potassium and chloride and total body water in healthy men of varying fat content. J. Clin. Invest. 41,1840-49.
- 8 - Von DÖBELN (W) 1959 - Anthropometric determination of fat free body weight. Acta Med.Scand.165 -fasc.1.
- 9 - FISCHER (R.A.) -1947 - Les méthodes statistiques appliquées à la recherche scientifique (Trad.I.Bertrand) Paris. Presses univ. de France.
- 10 - FISCHER (R.A.) - and YATES (F) 1963 - Statistical tables for biological, agricultural and medical research. London. Oliver et Boyd.

- 11 - GARN (S.M.) and GORMAN (E.L.) 1956 - Comparison of pinch-caliper and teleroentgenogrammetric measurements of subcutaneous fat. Human Biol. 28, 407 - 413
- 12 - HECHTER (H) 1959 - The relationship between weight and some anthropometric measurements in adult males. Human Biol. 31, 235- 243.
- 13 - KOHLRAUSCH (W) -1929 - Zusammenhänge von Körperform und Leistungen, in Erg. Sportärztl. Unters. IX Olymp. Spiele . Berlin, Springer.
- 14 - KRETSCHMER (A) - 1921 -Körperbau und Character.Berlin J. Springer. Une traduction française de cet ouvrage, d'après la 6me édition allemande, a paru chez Payot à Paris en 1930.
- 15 - KRETSCHMER (E) - 1951 - Le problème scientifique et philosophique du type constitutionnel. C.R. Ier Cong. Int. d'Anthrop. différentielle. Rev. de Morphophysiol. humaine, N° 10 - 26-28.
- 16 - LAMOTTE (M) - 1957 - Initiation aux méthodes statistiques en biologie - Paris, Masson et Cie.
- 17 - LAUGIER (H) - TOULOUSE (E) et WEINBERG (D) 1934 - Biotypologie et aptitudes scolaires. Biotypologie 2 .
- 18 - LIAN (C) 1940 - Une épreuve d'aptitude aux efforts physiques - Presse Méd. 10 avril.
- 19 - LINDEGARD (B) -1953 - Variations in human body-build. Acta psychiâtr. et neurol. suppl. 86 - Copenhagen.
- 20 - LINDEGARD (B) - 1956 - Body-build, Body-function and personality. Lunds universitets Årsskr N.F.: 2.
- 21 - LINDEGARD (B) - 1956 - Body-build and physical activity. Lunds Universitets Årsskr N.F. 2
- 22 - LORENTZ (Fr) 1936 - Die Sportarztuntersuchung. Leipzig, G. Thieme.
- 23 - MABILLE (P) - 1952 - Etude des caractères généraux permettant de définir la morphologie individuelle. C.R. Bur.Int.d'Anthrop. différentielle. Congrès de Genève, I, 26-44.
- 24 - MAC AULIFFE (L) -1923 - Développement - Croissance - Paris, R. Legrand.

- 25 - MAC AULIFFE (L) 1926 - Les tempéraments -Paris N.R.F.
- 26 - PENDE (N) 1934 - La biotipologia umana, I suoi principi, le sue applicazioni. Endocr. e Constituz. 9, 333.
- 27 - PENDE (N) 1939 - Trattato di biotipologia umana - Milano, F. Vallardi.
- 28 - SCHREIDER (E) 1951 - Analyse factorielle de quelques caractères susceptibles de définir la structure du corps -Biotypologie 12, 26-32.
- 29 - SCHREIDER (E) 1960 - La biométrie - Presses univ.de France - Coll. Que sais-je ? N° 871.
- 30 - SHELDON (W H) 1940 - The varieties of human physique. NEW YORK ,Harper et Brother - Une traduction française par le Docteur Ombredanne, d'après la 4me édit.américaine, a paru en 1950, aux Presses Univ.de France.
- 31 - SIRI (W E) 1956 - In advances in Biological and Medical physics. Acad.Press.New-York.
- 32 - SNEDECOR (G W) - Statistical -Methods - The Iowa State University - Press. Ames Iowa U.S.A.
- 33 - TANNER (J M) 1962 - Growth at adolescence, 2me éd. Oxford - Blackwell Scient.Publ. -Ce livre constitue une contribution exceptionnelle à la connaissance des phénomènes de croissance non seulement à l'adolescence mais pendant toute la durée du développement post-natal. Il se termine par un index bibliographique comprenant plus de 1200 références.
- 34 - TAPPEN (N C) 1950 - An anthropometric and constitutional study of champion-ship weight lifters. Am. J. Phys. Anthropol. 8 - 49 - 64.
- 35 - TAYLOR (W L) et BENHKE (A.R.) 1961 - Anthrometric comparison of muscular and obese men. J. Applic. Physiol. 16, 955 - 59:
- 36 - THOORIS (A) 1924 - La vie par le stade.Paris A.Legrand.
- 37 - VANDERVAEL (F) 1939 - Etude anthropométrique de quelques rameurs . Arch. de Med.Soc. et d'Hyg. N° de Juin.
- 38 - VANDERVAEL (F) 1943 - Biométrie humaine ,2me édit. Desoer à Liège et Masson et Cie - Paris

- 39 - VANDERVAEL (F) 1958 - Estimation du poids moyen en fonction de la stature. C.R. Bureau int. d'Anthrop. différentielle. Congrès d' Amsterdam.
- 40 - VIOLA (G) - 1933 - *Semeiotica della costituzione* Milano F. Vallardi.

III - RADIO - ISOTOPES -

- 1 - FERIOLI (V) et collaborateurs . Etude des liquides extra-cellulaires par le 82 BR. chez les sujets normaux. (Travail du laboratoire de physique de l' Hôpital de l'Antiquaille -Service du Professeur TRAEGER(J).
- 2 - FRANÇOIS (B) -Les Méthodes d'étude des métabolismes ioniques par les Isotopes Radioactifs. Revue Lyonnaise de Médecine (sous presse).
- 3 - HAXHE (J.J.) , WIBIN (E) et MORELLE (J). -Mesure de l'hydratation extra-cellulaire par le radiobrome 82, et du volume plasmatique par l'albumine marquée en pratique chirurgicale. Acta Chirurgica Belgica, N° 6, p.482 - 1958.
- 4 - NICHOLSON (J.P.) and ZILVA (F) -Estimation of Extra-cellular Fluid volume using Radiobromine. Clinical Science -Vol.19 , p.391 , 1960.
- 5 - STAFFURTH (J.S.) and BIRCHALL(J) -The measurement of the Extra-cellular Fluid Volume with radioactive bromine. (Clin.Science vol.19, p.45, 1960).

IV - METABOLISME (Eau et électrolytes)

- 1 - Acta clinica - Documenta GEIGY ,N° 1 (bibliographie incluse)
- 2 - BLACK (A.K.) Essentials of fluid balance. Un vol. Blackwell, edit. Oxford 1957.
- 3 - BLAND (J.H.) - Disturbances of body fluids. Un vol. Saunders, édit . Philadelphie 1956.

- 4 - CIER (J.F.) -Les facteurs métaboliques et hormonaux de la répartition intra et extra-cellulaire du sodium et du potassium. Journal de physiologie -T.53 ,N°1, p.3 à 75, janvier à février 1961 (Paris-Masson).
- 5 - COIRAULT(R) et JENNETON (C.H.) -Epilepsie et métabolisme cellulaire. Maloine édit. Paris 1959.
- 6 - COIRAULT (R) - La cure de Sakel. Agression et réanimation en neuro-psychiatrie , p.265 - 295, 1960,Masson.
- 7 - DARROW (D.G.) -Tissue water and electrolyte (Am.Rev. Physiol. 1944, 6,95).
- 8 - EDELMAN (I.S.) et LEIBMAN(J) -Anatomy of body water and electrolytes (Am.J.Med. 1959, 27,256).
- 9 - ELKINTON (J.R.) et DANOWSKI (T.S.) - The body fluid. Un vol. WILLIAMS and WILKINS, édit. Baltimore-1955.
- 10 - FABRE (J) -Les oedèmes (1 vol. 344 p. Paris-Masson 1959)
- 11 - FEUILLADE, GHINSBERG, BOUVIER et THOMASSET - Etude des variations de l'impédance extra et intracellulaire au cours de la cure de Sakel-(Lyon Medical N° 42, 20 octobre 1963).
- 12 - FRANÇOIS (B) et TRAEGER (J) - Le capital sodique au cours des pyélonéphrites chroniques (Hôpital de l'Antiquaille) Service des maladies métaboliques et rénales, Lyon 1964. Rev.Française d'études clin. et Biol. vol.IX, N°3,1964
- 13 - GAMBLE (J.L.) - Chemical Anatomy, physiology and pathology of Extracellular Fluid. Cambridge, Harvard, 5me édit.1950
- 14 - HAMBURGER (J) et MATHE (G) :Métabolisme de l'eau - 1 vol. Flammarion Paris 1947.
- 15 - LABORIT (H) è Bases physiologiques et principes généraux de réanimation -Masson Paris 1959.
- 16 - MACH (R.S.) -Les troubles du métabolisme du sel et de l'eau. 1 vol. Masson -Paris 1947.
- 17 - Metabolism, Clinical and Experimental. Vol. V -Grune and Stratton, édit. -New-York 1957.

- 18 - MOORE (F.D.) - OLESEN(K.H.) - MC MURREY (J.D.) -
PARKER (H.V.) - BALL (M.R. - BOYDEN (C.M.)-
The body Cell Mass and its supporting environnement;
W.B. Saunders Company - Philadelphie -London 1963.
- 19 - PITTS (R.E.) - Physiology of the Kidney and body fluids
Year book Medical Publishes inc. (Chicago).
- 20 - TRAEGER(J) - et FRANÇOIS (B) - Diagnostic et traitement
des hypotonies plasmatiques. Colloques avec le praticien.
La Semaine des Hôpitaux de Paris, 1962 - 28, 1724-1726.

- T A B L E d e s M A T I E R E S -

=====

<u>I N T R O D U C T I O N -</u>	<u>pages :</u>
 <u>CHAPITRE I -</u>	
HISTORIQUE -	4
 <u>CHAPITRE II -</u>	
RECHERCHE DES VALEURS THEORIQUES DE L'IMPEDANCE A 1 KILO-CYCLE SECONDE CHEZ L'HOMME	21
 <u>CHAPITRE III -</u>	
ETUDE COMPARATIVE DES VALEURS DE L'IMPEDANCE A 1 KILO-CYCLE SECONDE ET DE LA MASSE IONIQUE CHEZ L'HOMME	36
 <u>ANNEXE N° 1 -</u>	48
 <u>ANNEXE N° 2 -</u>	49
 <u>C O N C L U S I O N S -</u>	
 <u>BIBLIOGRAPHIE -</u>	

=====

